MRIナビゲーション機能を有する
手術支援マニピュレータシステムに関する研究

Study on Surgical Support Manipulator System with MRI Navigation

2008年2月

早稲田大学大学院 理工学研究科
生命理工学専攻 メディカル・ロボティクス研究

岸　宏亮

目次

第 1 章　序論 21

1.1　はじめに 21

1.2　研究の背景 22

1.2.1　低侵襲手術 22

1.2.2　手術支援マニピュレータ 23

1.2.3　課題 24

1.3　研究の目的 24

1.4　関連する研究 26

1.4.1　マスタスレーブ型マニピュレータ 27

1.4.2　ナビゲーションに基づく自動型マニピュレータ 28

1.5　本研究の意義 29

1.5.1　工学的新規性 29

1.5.2　社会的有用性 30

1.6　本論文の構成 31

第 2 章　MR 画像誘導下手術支援システムの設計思想 33

2.1　課題と目的 33

2.2　対象の分析 35

2.2.1　対象症例 35

2.2.2　治療方法 35

2.2.3　診断方法 38

2.3 コンセプト 38
2.3.1 開発目標の設定 38
2.3.2 仕様分析 41
2.4 技術的に解決すべき課題 42
2.5 小括 44

第 3 章 MRI 環境適応技術 47
3.1 はじめに 47
3.2 課題 48
3.3 構造材の MR 適合性評価 49
3.3.1 目的 49
3.3.2 評価実験 50
3.3.3 結果 53
3.3.4 考察 54
3.4 超音波モータの配置位置検討 56
3.4.1 目的 56
3.4.2 方法 56
3.4.3 結果 59
3.4.4 考察 61
3.5 超音波モータの制御 61
3.5.1 目的 61
3.5.2 方法 62
3.5.3 結果 63
3.5.4 考察 65
3.6 小括 66

第 4 章 小型手術支援マニピュレータとその動力伝達技術 67
4.1 はじめに 67
4.2 小型手術支援マニピュレータ 67

4.2.1 要求仕様とその解決手段 67
4.2.2 術具保持マニピュレータ 74
4.2.3 術具駆動マニピュレータ 76
4.3 蛇管ワイヤ系の制御 98
4.3.1 課題と従来研究 98
4.3.2 システム構成 99
4.3.3 1 次位相進みフィルタによる位置決め制御 100
4.3.4 モデル化とシミュレーション 102
4.3.5 目標値整形アルゴリズムの設計 106
4.3.6 結果 108
4.3.7 考察 111
4.4 蛇管ロッド系の制御 112
4.4.1 蛇管ロッド機構 112
4.4.2 モデル化とシミュレーション 114
4.4.3 目標値整形アルゴリズムの設計 117
4.4.4 結果と考察 118
4.5 小括 121

第 5 章 ナビゲーション機能と連動するマスタ・スレーブシステム 123

5.1 はじめに 123
5.2 レジストレーション 126
5.2.1 提案する手法 126
5.2.2 評価実験手法 130
5.2.3 評価実験結果 131
5.2.4 考察 132
5.3 術前プランニング機能 132
5.3.1 手動穿刺支援術前計画機能 132
5.3.2 マニピュレータ設置計画機能 133

5.3.3 マニピュレータシミュレータ 137
5.3.4 in-vitro 評価実験 138
5.4 操作入力装置 141
5.4.1 要求仕様分析 141
5.4.2 手元コントローラ 143
5.4.3 マスタコンソール 145
5.4.4 マスタ・スレーブシステムによる基本手技評価実験 154
5.5 小括 157

第 6 章 統合システムと評価実験 159

6.1 はじめに 159
6.2 統合システム 159
6.2.1 システム概要 159
6.2.2 多腕マスタ・スレーブシステムの管理 160
6.2.3 運用シーケンス 162
6.2.4 マニピュレータ 4 台によるマスタ・スレーブシステム評価実験 165
6.2.5 屈曲穿刺針駆動マニピュレータと MRI の統合実験 167
6.3 穿刺支援システムによる in-vivo 実験 168
6.3.1 目的 168
6.3.2 実験手法 168
6.3.3 結果 170
6.3.4 考察 171
6.4 多腕穿刺支援システムを用いた in-vivo 実験 172
6.4.1 目的 172
6.4.2 in-vivo 実験への術前プランニング機能の適用 174
6.4.3 マニピュレータ 2 台の協調動作による穿刺 175
6.4.4 結果 176
6.4.5 考察 180

6.5 小括 181

第 7 章 結論 183

付録 A マスタコンソールユースケース記述 187

謝辞 193

参考文献 195

研究業績 205

図目次

1.1 The number of endoscopic surgery in Japan 23

1.2 Structure of contents 31

2.1 Treatment strategy of hepatic cancer 36

2.2 Selection of treatment option for hepatic cancer 36

2.3 Conceptual image of MR-guided needle placement support system 39

2.4 Conceptual image of master-slave system for endoscopic surgery 40

2.5 Conceptual image of the MR-guided surgical system 40

2.6 Requested specifications and the necessary technology 44

3.1 Overview of conventional puncture placement in an MRI 47

3.2 Experimentation environment 51

3.3 Overview of MR-compatible experiment for titanium alloy 51

3.4 Signal area to calculate SNR 53

3.5 MR images of surgery needle 54

3.6 MR images of titanium alloy in a horizontal position 55

3.7 MR images of titanium alloy in a vertical position 55

3.8 Overview of the experiment setup for MR-compatibility of ultrasonic motors (Top view) 57

3.9 Overview of the experiment setup for MR-compatibility of ultrasonic motors (Photo) 58

3.10 Overview of the experiment for MR-compatibility of encoders in MRI 59

3.11 Distance from the center of MRI vs SNR 59
3.12 MR images of experiments (distance vs SNR) 60
3.13 Experiment of encoders in MRI 60
3.14 MR-images (Left: Criterion, Center: Actuated, Right: Subtraction) 61
3.15 Command procedure for USM 62
3.16 Block diagram of USM controller 62
3.17 Voltage vs Velocity of USM 63
3.18 Normal angular velocity of USM 63
3.19 Low angular velocity of USM 64
3.20 Angular velocity and output voltage 64
3.21 Reference of sin wave and output voltage 65

4.1 Relationship between MRI and manipulator 68
4.2 Degree-of-freedom framework (a: tool-hodling manipulator, b: tool-drive manipulator, c: needle-drive manipulator) 70
4.3 Extension from tool-holding manipulator to tool-drive manipulator 71
4.4 Working area of the tool-drive manipulator (a: side view, b: front view) 73
4.5 Tool-holding manipulator 74
4.6 Link coordinate system of the manipulator 74
4.7 Tool-drive manipulator 77
4.8 Local frames on tool-drive manipulator 78
4.9 Relation between each coordinate systems 80
4.10 Tool mechanism (I: Cross-section view along the line B-B', II: Side view, III: Front view, IV: Cross-section view along the line A-A') 84
4.11 Bend of a tool (I: Front view, II: Side view, III: Cross-section view along the line C-C') 85
4.12 Coordinate system of the tool (I: Linear position, II: Bending position of guide gears, III: Bending position of gears for grippers) 86
4.13 Gripper operation (I: Front view, II: Side view) 87

4.14 End of the tool 87
4.15 CG and photo of two bending joints 88
4.16 Short bend radius of the tool 89
4.17 Bending needle 89
4.18 Coordinating joints for bending needle 89
4.19 Local frames on tool-drive manipulator with a bending needle 90
4.20 Bending laser tool 91
4.21 Tool-driving mechanism and Tool-positioning mechanism 92
4.22 Attachment operation between the tool-driving mecanism and the surgical tool . 92
4.23 Attachment operation 1 93
4.24 Attachment operation 2 93
4.25 Surgical tools (Bending needle, Needle driver, Grasper 1, Grasper 2, Scissors) . 93
4.26 Argon laser at in-vivo experiment 94
4.27 Detachable puncture guide 95
4.28 Program structure 96
4.29 Overview of the tendon-wire system 100
4.30 Model of one mass and wire system 101
4.31 Response of filterd reference 102
4.32 Wire slack condition (a: Filterd reference method, b: Proposed method) 102
4.33 New model of tendon-wire system 103
4.34 Tool-drive manipulator with encoders 103
4.35 Block diagram of the tendon-wire system 105
4.36 Block diagram of the wire system 105
4.37 Stateflow of the friction 105
4.38 Block diagram of the friction force 105
4.39 Response of tendon-wire mechanism (no shaped algorism) 106
4.40 Block diagram of the shaped algorism 107
4.41 Response of tendon-wire mechanism using shaped reference 108

4.42 Error of tendon-wire mechanism (Fig.4.39 and Fig.4.41) 108
4.43 Response of shaped reference (triangle wave, amplitude = 10 [deg], cycle = 8 [s]) 109
4.44 Response of shaped reference (triangle wave, amplitude = 5 [deg], cycle = 16 [s]) 109
4.45 Response of shaped reference (triangle wave, amplitude = 10 [deg], cycle = 16 [s])110
4.46 Response of shaped reference (sin wave, amplitude = 15 [deg], cycle = 8 [s]) . . 110
4.47 Response of shaped reference (sin wave, amplitude = 15 [deg], cycle = 8[s]) . . 111
4.48 Error between simulation data and experiment data of Fig.4.39 111
4.49 Tube-rod mechanism 113
4.50 Buckling model of rod 114
4.51 Overview of tube-rod mechanism 114
4.52 Mesurement object with the encoder 115
4.53 Model of tube-rod mechanism 115
4.54 Model of backlash 115
4.55 Block diagram of tube-rod system 116
4.56 Response of tube-rod mechanism (no shaped algorism) 116
4.57 Response of tube-rod mechanism using shaped algorism 118
4.58 Error of tube-rod mechanism (no using vsusing shaped reference) 118
4.59 Response of shaped algorism (sin wave, amplitude = 30 [deg], cycle = 4 [s]) . . 119
4.60 Response of shaped algorism (sin wave, amplitude = 45 [deg], cycle = 10 [s]) . 119
4.61 Response of shaped algorism (sin wave, amplitude = 45 [deg], cycle = 6 [s]) . . 120
4.62 Response of shaped algorism (triangle wave, amplitude = 30 [deg], cycle = 16 [s])120

5.1 Overview of interactive scan control (ISC) 124
5.2 Overview of navigation 124
5.3 Relationship of coordinate systems 126
5.4 Marker arm and this MR-image 128
5.5 Relatoinship of coordinate systems 129
5.6 MR images of the experiment for cooperative system between ISC and needle-holding manipulator 131

5.7 GUI of manual puncture support program 133
5.8 Input-output of surgical planning argorism 135
5.9 Condition 1 of manipulator interference (same rail, different frames) 136
5.10 Condition 2 of manipulator interference (facing manipulators) 136
5.11 Condition 3 of manipulator interference (same side) 137
5.12 Manipulator simulator 138
5.13 Object for puncture 139
5.14 Surgery planning for target B 139
5.15 3D navigation 140
5.16 Puncture to target B 140
5.17 Manipulator and MR-image of ISC 140
5.18 Use case diagram of master console 142
5.19 Handheld controller 143
5.20 Handheld controller in detail 144
5.21 Master console 146
5.22 Master console dimension 147
5.23 Right arm of master devices 147
5.24 Two DOF of master device 147
5.25 Operation image for tools 148
5.26 Offset joint 148
5.27 Operation panel 148
5.28 Foot-switches 150
5.29 Exchangeable grip 151
5.30 Gripper mechanism of the master device 151
5.31 Various operation 152
5.32 Operation as if grasping a bending joint 153
5.33 Operation as if grasping a needle tip 153
5.34 Measurement of grip force 155

5.35 Experiment of suture 155
5.36 Stitch in vivo experiment 156

6.1 Configuration diagram 160
6.2 Controller for the system 161
6.3 Configuration of system controller 161
6.4 Sequence diagram of data integration system 164
6.5 Manipulator simulator and Overview of system 165
6.6 Puncture from the bottom by four manipulators 166
6.7 Four manipulators in the MRI 166
6.8 Puncture by the bending needle with the navigation system 167
6.9 Puncturing the object B on MR image 167
6.10 Punctured the object B on MR image 167
6.11 System configuration of needle placement 169
6.12 Overview of in-vivo experiment with tool-holding manipulator 170
6.13 MR-image of the needle in the pig 170
6.14 Conceptual image of in-vivo experiment 173
6.15 Diagram of system connection 173
6.16 Setting target on surgery planning 174
6.17 Setting insertion point on the planning 174
6.18 Working area on the planning 174
6.19 Working area of two manipulators 174
6.20 Manipulator set-up information on the manipulator simulator 175
6.21 Overview of in-vivo experiment for puncture with two manipulators 176
6.22 System overview in MRI shielded room 177
6.23 3D navigation 178
6.24 Endoscope image 178
6.25 MR images (left: before puncture, right: after puncture) 179

6.26 Endoscope image 2 179

6.27 MR-images of other in-vivo experiment 179

6.28 In-vivo experiment (Upper left: Side view, Upper right: Front view, Left below: Master console, Right below: Endoscopic image) 180

表目次

1.1 Comparison of Surgery manipulators 26

2.1 Procedure of the conventional endoscopic RFA 37
2.2 Specification of diagnostic devices 38
2.3 Procedure of endoscopic MR-guided RFA with manipulators 41

3.1 Condition of MR-compatible experiment 50
3.2 Condition of MRI for MR-compatible experiment 50
3.3 MR-compatible experimental condition of objects 52
3.4 SNR damping rate of surgery needle 53
3.5 SNR damping rate of titanium alloy 54
3.6 Specification of ultra sonic motor 58

4.1 DH-parameters of the manipulator 75
4.2 Weight of manipulator modules 76
4.3 Specification of tool-drive manipulator 76
4.4 Specification of kinematic joints 79
4.5 Link parameters of the tool-drive manipulator 79
4.6 Link parameters of the tool-drive manipulator with a bending needle 90

5.1 Comparison of registration methods 127
5.2 Error of registration 131
5.3 Parameters of setting a manipulator 139

5.4 Parameter of MR imaging 139
5.5 Input resolution of the handheld controller 145
5.6 Specificatoin of master console 149
5.7 Sensor for Master console 149

6.1 Sequence of data integration system 162
6.1 Sequence of data integration system 163
6.2 Parameter of MR imaging 170

A.1 Use case ”To boot up the system” 187
A.2 Use case ”To ready surgery” 187
A.3 Use case ”To operate tools” 188
A.4 Use case ”To switch tools” 188
A.5 Use case ”To change tools” 188
A.6 Use case ”To get a handle on the situation” 189
A.7 Use case ”To shut down the system” 189
A.8 Use case ”Emergency halt” 189
A.9 Use case ”To operate the endoscope” 190
A.10 Use case ”To operate the puncture needle” 190
A.11 Use case ”To operate the bending needle” 191
A.12 Use case ”To change motion scale” 191

記号の説明

第3章

C_0, C_1, C_2, C_3, C_4	:	MRI の信号抽出領域
SD_{C_n}	:	各信号抽出領域 C_n での輝度値の標準偏差
M_{SD}	:	SD_{C_n} の平均値
SNR	:	SN 比

第4章

a_i, α_i, d_i, θ_i	:	リンク座標系 i の Denavit-Hartenberg パラメータ
O_i	:	i 番目の座標系の原点
$\{O_i\}$	:	O_i を原点とする座標系
${}^{i-1}_{i}H$	:	$\{O_{i-1}\}$ から $\{O_i\}$ への同次座標変換行列
$H_{x(\theta)}$	:	x 軸周りの回転の同次変換行列
$H_{p(x,y,z)}$	:	x 軸, y 軸, z 軸に沿った平行移動の同次変換行列
$R_{x(\theta)}$	:	x 軸周りの姿勢変換行列
$\{O_{bed}\}$	:	手術台天板座標系
$\{O_{dicom}\}$	:	DICOM 座標系
T_{bed}	:	$\{O_0\}$ から $\{O_{bed}\}$ への同次変換行列
T_{md}	:	$\{O_0\}$ から $\{O_{dicom}\}$ への同次変換行列
${}^{0}_{i-1}e_z$	:	$\{O_{i-1}\}$ の z 軸を $\{O_0\}$ から見た単位ベクトル
${}^{0}_{i-1}p$	:	$\{O_0\}$ 原点から $\{O_{i-1}\}$ 原点への位置ベクトル
v_i, w_i	:	$\{O_n\}$ の速度, 角速度
J_{Bi}	:	基礎ヤコビ行列
υ_{tip}	:	マニピュレータ先端位置姿勢の速度，角加速度
x_t	:	関節指令値
x_a	:	モータへの指令値
x_m	:	モータの回転角
d_e	:	穿刺針の先端での位置誤差
l_n	:	体腔内での針長さ

θ_e : ピボット点での角度誤差

$R_{(s)}$: 一次位相進みフィルタ

M_t : 関節部等価質量

k_t : 関節にかかる剛性

c_t : 関節にかかる粘性

k_{wl}, k_{wr}, k_w : ワイヤ剛性

x_s : 等価バックラッシ

$F_{friction}$: 摩擦力

F_{sum} : 関節部にかかる力の総計

F_{wl}, F_{wr} : ワイヤから受ける力

$\psi_{(x)}$: 不感帯関数

$F_{sliding}$: 動摩擦力

F_{static} : 静摩擦力

$\dot{x}_t$: 関節速度

S_{stuck} : 静止状態

$S_{sliding}$: 動作状態

P_a : 指令値の振幅ピーク

P_b : 実験値の振幅ピーク

x_{sm} : ワイヤ牽引量

x_{smd} : ワイヤ牽引量の関節角度相当量

K_r : ワイヤの余剰係数

F_k : 座屈荷重

E : ヤング率

I : 断面 2 次モーメント

d : 直径

$\phi_{(x)}$: 等価バックラッシ関数

B_l : 不感帯幅

T : 時定数

第 5 章

$p_i^m = \{x_i^m, y_i^m, z_i^m\}$: マニピュレータ座標系で既知な i 番目のマーカおよびその位置

$\{O_{mani}\}$: マニピュレータ座標系

$p_i^d = \{x_i^d, y_i^d, z_i^d\}$: DICOM 座標系で既知な i 番目のマーカおよびその位置

$\mathbf{U^{md}}$: $\{O_{mani}\}$ から $\{O_{dicom}\}$ への同次変換座標行列

u_{jk} : $\mathbf{U^{md}}$ の j 行 k 列の行列要素

第 1 章

序論

1.1 はじめに

科学技術の発展と共に，2 足歩行ロボットは漫画や SF の世界の話ではなくなり，人々が趣味で製作できるようなものとなった．研究開発の最前線では，人間との共生を目指したロボットの研究開発が数多く進められ，ロボットへの期待は製造業に限らず，原子力産業，建設産業，福祉産業といった様々な分野に広がっている．特に，「少子化・高齢化」という大きな問題をかかえている先進諸国では，高齢患者の激増に対する人手不足の解消のためにも，医療分野へのロボットの導入が大きな期待を集めている．

これまで医療分野における科学技術の貢献は，超音波診断装置や，コンピュータ断層撮像装置 (Computed Tomography: CT) や，核磁気共鳴断層撮像装置 (Magnetic Resonance Imaging: MRI)，ポジトロン断層撮像装置 (Positron emission tomography: PET) といった高機能診断機器の開発が主であった．患者の体を切開することなく，体内の情報を取得できる診断装置は，病気の早期発見を可能とし医療分野に大きな進展をもたらしたが，治療に関しても同様の成果が求められている [1].

患者の体に負担をかけずに手術を行う低侵襲手術 (Minimally invasive surgery: MIS) は，できるだけ小さな切開 (侵襲) で手術を行うことにより患者の早期社会復帰を可能とし，高齢者のような回復力の弱い患者にも有効な手術方法である．ロボット技術を用いて，これを安全・正確に実施することを目的とした多くの研究開発が進められ，いくつか製品としても販売されるようになってきた [2].

しかし，内視鏡手術を始めとする低侵襲手術は適応できる症例が限られており，すでに販売されている手術支援ロボットを適用しても，治療範囲が拡大されるわけでも，安全性が向上するわけでもない．低侵襲手術によって制限された自由度を，開腹時と同様の自由度にした上で，開腹時も得られない臓器内部の情報を高機能診断機器を用いて提示し，従来以上の安全で正確な手術を実現することが重要である．

本研究では，MRI の中で動作可能な多数の小型なマニピュレータを用いて，MRI により診断やナビゲーションを行いながら，マスタ・スレーブシステムにて手術を実現するシステム (MiRaI: MR-compatible intelligent Robot system for advanced intervention) を提案し，それを実現するシステムに要求される仕様・機能に関する設計論の導出，また，それに基づき開発したシステムの有効性評価を目的とする．特に，呼吸動や臓器の変形が激しく治療が難しい肝臓癌をターゲットとし，MRI によるリアルタイムなナビゲーションと連動したマニピュレータにより治療が行えることを in-vivo 実験にて示し，本提案が有効であることを示す．

1.2 研究の背景

1.2.1 低侵襲手術

低侵襲手術とは，従来の手術法のように大きく体壁を切開することなく，できるだけ小さな切開により患者の体に負担をかけないように治療を行う手術方法のことである．低侵襲手術法のなかでも最も代表的な内視鏡（腹腔鏡）下外科手術は，体壁に数ヶ所の小さな穴を開け腹腔や胸腔に内視鏡および鉗子を挿入し，内視鏡のビデオカメラで撮影された腹腔内の様子をテレビモニタで見ながら，鉗子を用いて手術するものである．これにより手術創痕が小さく，術後の痛みが小さく早期の離床・退院・社会復帰が可能となる．

内視鏡手術は，1986 年にドイツの Muhe による腹腔鏡を用いた胆嚢摘出術が初めて実施されてから，患者の早期回復および医療コストの削減につながるため，瞬く間に世界中に広がった．最近では，消化器領域だけでなく，婦人科，整形外科，泌尿器科，脳神経外科など多くの分野で盛んに取り扱われるようになった．日本では，1992 年に腹腔鏡下胆嚢摘出手術が保険適用となり，1996 年には胃や腸，食道といった疾患へも保険適用されている [3]．内視鏡手術を含めた低侵襲手術の長所をまとめると，

- 患者の早期回復.
- 患者の精神的負担の軽減.
- 入院期間の短縮による個人の医療コストの軽減.
- 術後の痛みが小さい.
- 術後の癒着や感染が少ない.
- 手術創痕が小さく美容によい.

といった点が上げられる．一方，低侵襲手術が普及するにつれ，以下のような問題点も指摘されるようになった [4].

- 手術部位の視野に制限がある.

- 手術器具の動作範囲に制限がある．
- 鉗子の動作に制限がある．
- 従来の手術の熟練医でも特殊なトレーニングが必要である．
- 術者の精神的，肉体的な負担がおおきい．
- 手術時間が長くなる．
- 使用器具が高価である．

これらより，患者の負担を減らすことのトレードオフとして，術者の負担が増加していることがわかる．最近では特に，これらの問題に起因する手術ミスや，高度な技術を持つ医師の不足が報告されており，確実で安全な低侵襲手術の普及が強く望まれている [5].

また，Fig.1.1 は，日本における内視鏡手術の症例数の変化を文献 [6] のデータを基にグラフ化したものであるが，1990 年から急激に伸びてきた症例数が近年鈍化していることがわかる．鈍化の原因としては，適用可能な症例には適用されつくしたこと，高度な技術を有する医師が限られていることなどが考えられる．

1.2.2　手術支援マニピュレータ

上記で述べたような内視鏡手術の課題を抜本的に解決し，普及をより拡大するためには，新しい術式の開発や手術技術の向上だけでは限界があり，人間の手や眼だけでは実現できない術技を実現可能にするマニピュレータや高機能な画像診断機器を医療現場に適した形で応用することが重要である．

マニピュレータ技術を用いた手術支援システムは，1980 年代から開発が進められてきた．当初は，高精度位置決めが可能な産業用ロボットに術具を持たせたものから始まった. 内視鏡手術の導入に伴い，限られた空間で簡単に作業が行えるように，吸引送水鉗子や自動吻合機，超音波切開凝固装置などといった様々な機能をもった高機能鉗子器具が開発されている．しかし，鉗子の先端に多くの機能が付けばつくほど鉗子の重量は増加し，それを使用して長時間立ったまま手術を行う術者への負担は大きくなる．そこで，手術で用いられる高機能鉗子をロ

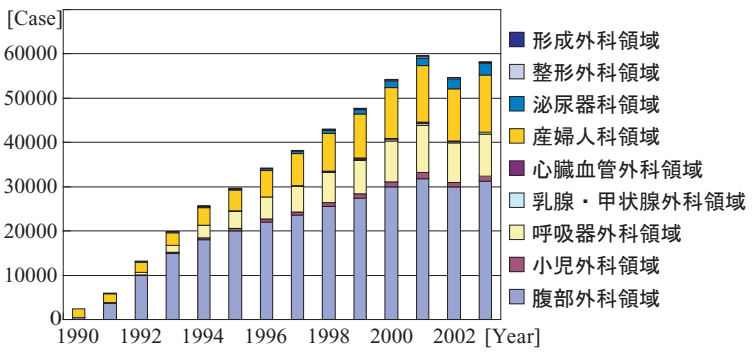


Fig.1.1　The number of endoscopic surgery in Japan

ボットアームに把持させ，術者は離れた場所に座って，カメラによって得られた画像を見ながらロボットアームを操作できるマスタ・スレーブ型のロボットシステムが開発されてきた．

なかでも da Vinci®(Intutive surgical) は，心臓外科手術を対象として開発されたものであるが，消化器外科や産婦人科領域での手術も実施され，2006 年 12 月までに世界中で 559 台が導入されている [2]．マニピュレータ技術が臨床現場にて有用であり，産業ロボット以外でも社会に貢献できることを示したことは，医療界，産業界双方にとって大きな意味があり，今後のさらなる発展が望まれている．

1.2.3 課題

しかし，da Vinci® も従来の手術手段の代替えに過ぎず，内視鏡下での外科医の自由度は向上したが，新たな治療法の展開やさらなる安全性や精度を向上するというものではなかった．内視鏡下での視野として，da Vinci® はロボットアームに立体内視鏡を持たせて 3D 画像を術者に提供したが，視野は制限されたままであり，ナビゲーション機能によるサポートもなかった．また，体表にあけた小さな穴から治療を行うことにより制限される自由度は，EndoWrist® と呼ぶ手首と同等の自由度を持つ術具により解決されたが，術具がアクセス可能な範囲は臓器表面に限られていた．つまり，元来，高度な技術を有する外科医は，da Vinci® を用いることにより，従来術者にかかっていた負担を軽減することができたが，不慣れな外科医をサポートするものではなく，新たな治療法や治療範囲の拡大を提供するものでもなかった．

また，マニピュレータのサイズは大きく，保管しておく場合でも手術室を占有するような大きなシステムは，日本のような狭い手術室を考えると普及は難しいと言わざるを得ない．さらに患者を覆うような大きなロボットが動くことから，産業用ロボットを取り扱うように，取扱者への危険性を考慮する必要があった．

これらの理由のため，従来の手術支援マニピュレータは低侵襲手術をさらに普及させるものにはならず，低侵襲手術をより安全，正確に実現し，治療範囲を拡大することが望まれている [7].

1.3 研究の目的

本研究では，低侵襲手術の課題を克服し，普及をさらに拡大することを目的とする．これを実現するために，術者の負担を軽減し，高度な技術を持たない術者をサポートするためのナビゲーション機能を有する手術支援システムの開発と，従来の内視鏡手術では困難であった領域への治療を実現するための多自由度，多種類の術具を持ちながら，小型で多腕なマスタ・スレーブ型マニピュレータシステムを提案する．

高機能診断機器である MRI により内視鏡により制限された視野を補間し，内視鏡視野外の

情報や臓器内部の情報を提供する．低侵襲手術を実現するために制限された自由度を，多自由度マニピュレータを用いることにより解決する．このマニピュレータを小型に開発することにより，患部に対し多数のマニピュレータが配置可能となり，治療可能領域を拡大することができる．また，手術室を占有することなく容易に病院に導入可能となり，取扱者への安全も確保できる．さらに，MR 画像やマニピュレータの情報から，ナビゲーション画像を生成し，安全で正確な手術の誘導を目指す．

上記を実現するために，具体的には以下の項目を実現することを本研究の目的とする．これらを本研究の目的とした設計思想については，第 2 章において MRI 誘導下手術支援システムの提案と要求仕様の分析，解決すべき課題としてまとめる．

(1) MRI の強磁場環境内で MR 撮像中もマニピュレータを動作可能とするために，アクチュエータとして利用する超音波モータが MR 画像に影響を与えることを防ぐ解決策を提案する．また，超音波モータの仕様として低回転速度で動かすことができないというものがあるが，これを解決する制御方法を示す．また，MRI の撮像磁場中心においても利用可能な高剛性な素材の選定と使用方針を定める．
(2) 多自由度のマニピュレータを狭隘空間である MRI の撮像領域内に多数配置し，治療範囲を拡大しつつナビゲーション機能により安全，正確な手術を行うために，マニピュレータを MRI 環境下に対応させつつ小型化する設計指針を示し，これに基づいた小型手術支援マニピュレータを開発する．小型化と MRI 環境対応に対応させるために，マニピュレータ機構とアクチュエータを分離し，マニピュレータの関節に動力を伝達する新たな伝達機構とその制御方法について提案し，実装，評価する．
(3) 多数のマニピュレータを MRI によるナビゲーションと連携させるために，マニピュレータと MRI を容易にレジストレーションする手法を開発する．さらに，複雑な機構を有するマニピュレータの操作環境改善のために，術前の MRI 画像を用いた手術計画において，マニピュレータの配置方法やターゲットへの到達方法を提案する術前プランニング機能を開発する．特に，多数のマニピュレータを配置する際にマニピュレータ同士の干渉を回避し，マニピュレータの容易な設置を実現する．

上記に提案した技術を用いて，ナビゲーション機能と連動した穿刺を支援する穿刺針保持マニピュレータ，および内視鏡手術を支援するための多自由度術具を駆動する術具駆動マニピュレータを開発する．さらに，これらのマニピュレータを容易に組み合わせ可能とする管理システムを実現し，システム規模を拡張・縮退可能な MRI 誘導下手術支援システムを開発する．

これまでの MRI 誘導下手術支援システムでは，多自由度マニピュレータの小型化が困難であったり，MR 画像取得と同時にマニピュレータを動かすと MR 画像に影響を与えたりするため，MR 画像によるリアルタイムナビゲーションと連動した多自由度マニピュレータは実現できていなかった．本研究では，MR 画像に影響を与えない多自由度マニピュレータを開発し，

これを多腕で MRI 環境下に導入することにより，これまで不可能であったような治療方法の実現を促す新たな手術支援システムを提案し，安全，正確で治療範囲を拡大した低侵襲手術支援を目指す．

1.4 関連する研究

手術支援マニピュレータは，大きく分けると下記の 2 種類に分類できる．

- 術者の意図に従って動くマスタ・スレーブ型マニピュレータ
- 医療用画像などのナビゲーションに従って動く自動型マニピュレータ

マスタ・スレーブ型マニピュレータとは，術中に術者の意の通りに動くことにより，術者のサポートを行うものである．術者が操作指令を与えることにより，マニピュレータがスレーブ (奴隷) のように動くことからマスタ・スレーブ型マニピュレータと呼ばれる．

一方，自動型マニピュレータとは，CT や MRI などの医療用画像からターゲットの位置を割りだし，その位置を提示したり，治療したりするものであり，術前に撮影された医用画像とその画像を基に作成された手術計画を忠実に実行する．通常，術中に医用画像を取得することが困難なため，対象が動かないことを前提として術前画像から治療機器の位置決めなどを行ってきた．

本研究は，上記 2 種類のシステムを統合したものともいえる．本システムは，MRI 環境下での動作を実現することにより，従来取得できなかった術中の医療画像を基にナビゲーション画像を提供可能とし，マスタ・スレーブシステムにより治療を実現する．下記にそれぞれの分野で関連する研究をまとめる．なお，これらの中で製品化あるいは臨床応用されている手術支援マニピュレータと，本研究のシステム MiRaI を比較した表を Table 1.1 にまとめる．

Table.1.1 Comparison of Surgery manipulators

System name	Maker	Target	Approximate size	MR-compatibility
da Vinci®	Intuitive surgical, Inc.	Endoscopic surgery	1.5×1.5×1.5[m]	NG
Zeus®	Computer motion, Inc.	Endoscopic surgery	1.0×1.0×1.0[m]	NG
Robodoc®	Integrated Surgical Systems, Inc	Orthopedics	1.5×1.5×1.5[m]	NG
Human	Hitachi, Ltd.	Neurosurgery	1.0×1.0×1.5[m]	NG
Innomotion™	Innomedic	Needle placement	1.5×0.5×0.5[m]	OK
MiRaI	—	Endoscopic surgery & Needle placement	1.0×1.0×0.4[m]	OK

1.4.1 マスタスレーブ型マニピュレータ

マスタ・スレーブ型マニピュレータの関連研究について以下にまとめる．

i) da Vinci® Intuitive Surgical 社が開発した内視鏡手術用マスタスレーブシステムである．鉗子先端部に人間の手を模倣し 3 自由度を持たせた EndoWrist® とよばれる関節をもち，その鉗子 2 本と内視鏡カメラをロボットが把持，駆動する．術者は VR 技術を用いた 3D 立体視モニタをみながら，双腕のマスタを操作することによりスレーブを操作する [8] [9] [10].

ii) AESOP, ZEUS Computer Motion 社は，AESOP(Automated Endoscopic System for Optimal Positioning) というスカラ型のマニピュレータに内視鏡を持たせ，術者が見たい視野を声で操作できるロボットシステムを開発した [11]．また，同社は，2 台の AESOP をマスタアームでコントロールする ZEUS とよばれるマスタスレーブ型マニピュレータシステムを開発している [12][13]．しかし，Computer Motion 社は，2003 年に Intutive Surgical 社に買収されたため，販売は終了した．

iii) Naviot 初の国産手術支援マニピュレータとして，東京大学が研究開発し，日立製作所が製作，販売した内視鏡保持マニピュレータである．これまで助手が保持していた内視鏡をマニピュレータが保持し，術具操作部に取り付け可能な小型なスイッチにより，術者が術中リアルタイムに内視鏡の視野を操作できる [14][15].

iv) Human 日立製作所が開発した脳外科手術支援用マニピュレータシステムは，直径 10 [mm] の中に 3 本の微細鉗子と内視鏡を有している [16]．細い管状で鉗子やレーザを交換可能な微細マニピュレータをマスタスレーブシステムで操作可能としている [17]．脳外科手術において，世界で始めて臨床試験を行い，現在 5 例成功をおさめている [18][19][20].

v) ハイパーフィンガー 生田らは，腹腔内手術やマイクロサージェリでの多自由度型ワイヤー駆動マスタスレーブシステムの開発を行っている．これは，非干渉リングジョイントやワイヤ弛み補償ユニットなどにより，ワイヤ駆動の欠点である摩擦や伸びといった問題を解消しようとするものである [21][22][23].

vi) 遠隔手術支援 光石らは，テレ・マイクロ・サージェリにおけるマスタ・スレーブシステムの研究を行っている [24][25]．日本–韓国，日本–タイ間での遠隔手術実験を in-vivo にて成功させている [26][27].

vii) 臓器運動補償システム 中村らは，臓器の動き補償という概念を導入し，それを用いたモーション・キャンセラ・システムを提案している [28]．これは，高速カメラにより，臓器の動きを取得し，画像処理によって手術部位における拍動に伴う運動をモニタテレビ上で静止

安定化したナビゲーション画面を提示しながら，一方で拍動に同期して動くロボットを操作して手術を行うものである．梅田らは，スタビライザにより心臓の動きを取得し，心臓の動きと同期して動くマニピュレータを開発している [29].

viii) 小型手術支援ロボットシステム Kobayashi らは，手術空間を占有しない手術支援ロボットとして 88 [mm]×131 [mm]×197 [mm] の小型なロボットを開発し [30]，天吊り型の手術支援システムを開発している [31].

ix) モジュール化したマスタ・スレーブシステム Aoki らは，様々な手術機器間での非同期通信を含むマスタ・スレーブシステムにおいて，リアルタイム制御の信頼性を保つソフトウェアのモジュール化設計を施したマスタ・スレーブシステムを開発している [32].

x) 能動鉗子 土肥らは，円筒状の関節を組み合わせたワイヤ駆動式 2 自由度屈曲機構を用いて腹腔内での自由な方向転換を実現する多自由度長鉗子マニピュレータを開発した [33]. 神野らは，マスタスレーブシステムを一つの術具に統合した MCM (master slave combined manipulator) を開発した．術者は，モータが配置された術具後端部をもって術具先端の 3 自由度を駆動する [34]．山下らは，多節スライダ・リンク機構を用いた多自由度能動鉗子を開発している [35]．高山らは，腹腔内で組み立て可能な圧排用ハンドを開発している [36].

1.4.2 ナビゲーションに基づく自動型マニピュレータ

医療画像などのナビゲーションに従って動作する自動型マニピュレータについてまとめる．世界で最初に発表されたと言われている手術支援ロボットは，CT 画像を基に位置決めを行うロボットであった [37].

i) Robodoc® 人工股関節を大腿骨に埋め込むための穴をあけるロボットとして産業用ロボットを改造して開発したものが Robodoc® である [38]．CT データでの 3 次元的な手術計画通りにロボットアームで制御したカッターが大腿骨に穴をあける．外科手術にロボットを導入した最初の事例であり 1993 年には世界に先駆けて FDA の認可を取得し，現在までに数多くの臨床で使用されている．

ii) 整形外科領域のナビゲーションによるマニピュレータ 菅野らは，X 線透視下による画像誘導で骨穿刺が可能な穿刺支援ロボットシステムを開発している [39]．光石らは，人口膝関節置換術を支援するために，術前の画像を用いた手術計画と C アーム透過画像装置と共存可能な 9 軸骨切除ロボットを開発している [40].

iii) 穿刺支援マニピュレータ Hong ら [41]，山本ら [42]，小林ら [43] は，超音波診断装置画像をナビゲーションとした穿刺支援システムを発表している．鈴木らは in-vivo 豚肝臓への穿刺に必要な穿刺力を測定評価している [44]．Boctor らは仮想的な RCM (Remote center of

motion) 制御機能を有する穿刺マニピュレータを発表している [45].

iv) MRI 環境対応マニピュレータ Masamune らは，MRI 環境に持ち込むことができる脳外科手術支援ロボットを世界で初めて発表している [46]．Chinzei らは，MRI 環境下での利用可能な材質を明らかにし，ダブルドーナッツ型の MRI にて脳への治療を目的としたマニピュレータを開発している [47]．Koseki らは，MRI 環境に対応した脳外科手術ロボットを開発している [48]．Kim らは，水圧駆動による 6 自由度の MR 対応手術マニピュレータを発表している [49]．Krieger らは，MRI 環境下での前立腺手術を対象としたマニピュレータを発表している [50]．Louw らは，NeuroArm と称する MRI 環境対応の脳外科手術支援マニピュレータを発表している [51]．Hata らは，ダブルドーナツ型の MRI にて肝臓への穿刺治療を目的としたマニピュレータを発表している [52]．森川らは，ダブルドーナッツ型の MRI にて，受動関節によって定める穿刺針の姿勢に合わせて，位置決めのための超音波モータにより RCM 制御を行う穿刺支援システムを開発し，臨床使用を開始した [53]．鈴木らは，MRI のパルスシーケンサに着目したモータ制御法を提案している [54].

v) Innomotion^{TM} CT および MRI 環境下で動作可能な穿刺支援ロボットとして，ドイツ Innomedic 社の Innomotion^{TM} というマニピュレータが製品化されている [55]．手術台にとりつけた長いアームおよびその先端に取り付けられた RCM 機構を空気圧アクチュエータにより駆動している．トンネル型 MRI(1.5 [T] Magnetom Symphony, Siemens) 内でカニューレの位置決めが行える [56].

1.5 本研究の意義

1.5.1 工学的新規性

これまで開発されてきた手術支援マニピュレータはサイズが大きく，治療手段が限定されており汎用性が効くものではなかった．また，術中のリアルタイムなナビゲーション機能を有するものは穿刺などの術具の位置決めに利用する自動型のマニピュレータが多く，内視鏡手術が実現できるような多自由度マニピュレータにおいてリアルタイムなナビゲーション機能を有するシステムはない．これは，診断画像を取得するための MRI が強磁場環境を作り出しており，一般的な電磁力を利用したアクチュエータを用いることができないからである．また，MRI の撮像空間は静磁場環境を作り出すために空間が非常に限られており，多自由度の小型なマニピュレータを製作し，導入することが困難であったからだ.

本研究では，穿刺治療から内視鏡手術まで統合的に支援可能な多自由度多腕システムを MRI 環境下に導入することにより，これまで不可能であった治療方法を実現する．まず，MRI 撮像中もマニピュレータを駆動するために，MRI に影響を与えない超音波モータの使用方法を明らかにし，マニピュレータ機構とアクチュエータを分離することにより小型化したマニピュ

レータの関節を上記超音波モータから動力を伝達して駆動する技術を確立した．さらに，マニピュレータを手術台に取り付け可能なほどに小型化することにより，多腕のマニピュレータを手術台ベースのロボット座標系として，MRI 座標系とレジストレーションすることを提案した．これにより，多数のマニピュレータを同時に，容易にレジストレーションすることができ，患部に対して最大 4 腕でアクセスを可能とする小型な手術支援マニピュレータシステムを実現した．

1.5.2 社会的有用性

本研究を実現することで，経皮的穿刺術や内視鏡手術，さらに従来治療することができなかった部位への適用を可能とする診断・治療統合手術といった臨床的な成果をあげることができる．低侵襲手術を支援する手術支援システムを実現することにより，低侵襲手術のメリットに加え下記のようなメリットが期待できる．

1. 高度な技術を有する医師だけでなく，若手医師でも低侵襲手術の執刀が可能となり，多くの患者が低侵襲手術の恩恵を授かれる．
2. 術野の確保，不足した術具自由度の補間といった手術の困難さに煩わされることがなくなり，本来の手術に集中することができ，手術成功率が高まる．
3. 術者が直接患者にふれることなく手術が行えることにより，エイズを始めとする感染症のリスクが低減する．

さらに，本研究により，

4. 時々刻々変化する患部の動きを反映したナビゲーションを提示することができ，より安全な治療が可能となる．
5. 低侵襲手術下において臓器裏側へのアクセスといったこれまで実現できなかった治療方法の確立が期待できる．
6. 人が持ち運びできるような小型なマニピュレータにより，患者への不安感を払拭できる上，日本のような狭い手術室でも導入しやすくなる．
7. 術中，術後の各種データを振り返ることができ，万一の手術失敗の際にも，責任の所在を明確にすることができ，医療訴訟への対応が可能となる．

といった有用性が増す．また，小型なマニピュレータは，早急の処置が必要な患者に対し，救急車の中での治療といったモバイル手術室への適用も期待できる．これらを実現するための技術を確立することを本研究の社会的な目的とした．

1.6　本論文の構成

本研究はナビゲーション機能を有するマスタ・スレーブ型手術支援システムに関するものである．従来の手術支援マニピュレータは，診断機器のナビゲーションに従った位置決めマニピュレータであったり，術者の自由度を支援するマスタ・スレーブ型手術支援マニピュレータがほとんどであった．これに対し本研究では，高性能診断機器である MRI の中で動作可能なマニピュレータを開発することにより，リアルタイムのナビゲーション機能を参照しながら，マスタ・スレーブ型マニピュレータにより手術を行うことができる手術支援システムを開発する．

本論文の構成を Fig.1.2 に示す．本章では，研究背景と目的について述べ，関連する研究と本研究との違いについて述べた．第 2 章では，求められている低侵襲手術支援システムについて分析を行い，本研究のコンセプト，必要な機能についてまとめた．第 3 章，第 4 章，第 5 章にて，ここで抽出された技術課題に対して解決策を提案した．具体的には，第 3 章では MRI 環境下にて MR 撮像中もマニピュレータを動作させるために必要な MRI 環境対応技術について述べた．第 4 章では，多種・多自由度のマニピュレータを MRI 環境に適した上で小型に製作するための設計指針と，これに基づき開発したマニピュレータについて述べ，マニピュレータを小型化するために必須の技術となった動力伝達技術について述べた．第 5 章では，ナビ

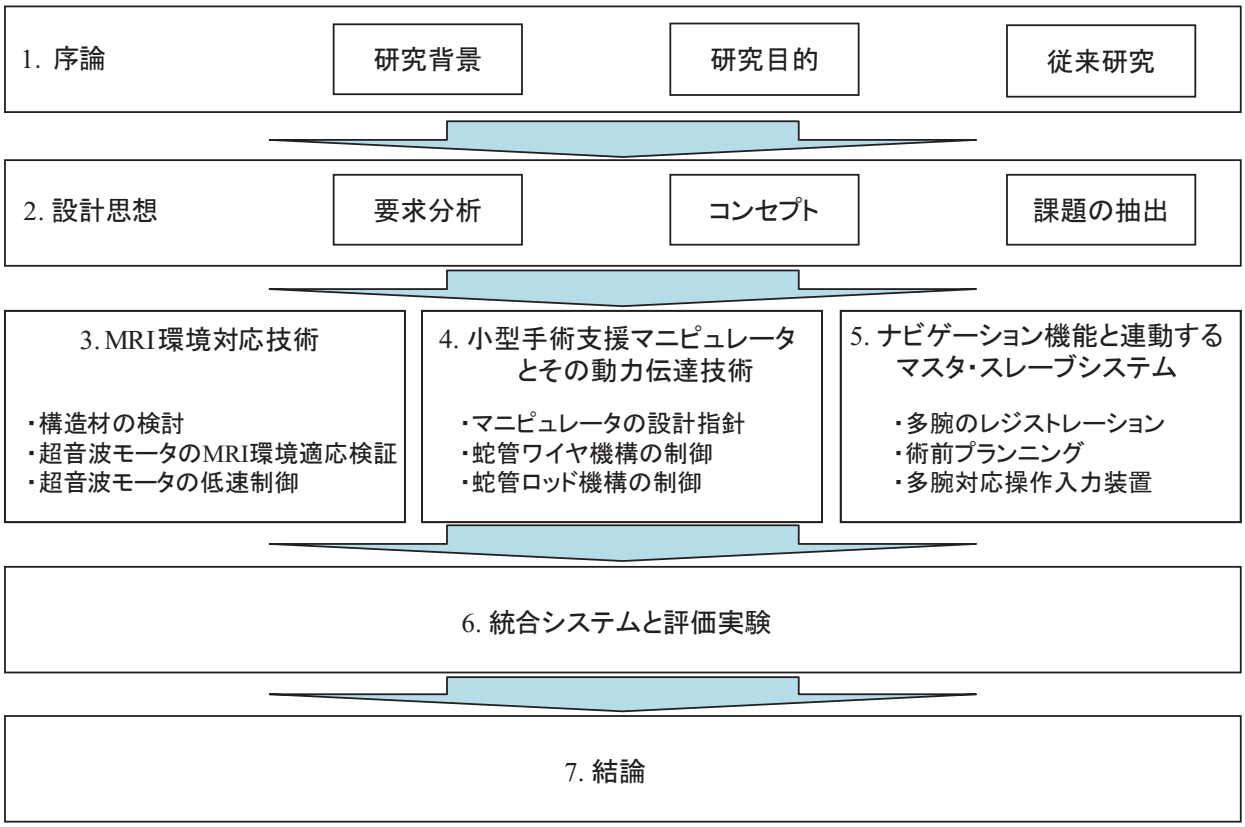


Fig.1.2　Structure of contents

ゲーション機能を実現するために多数のマニピュレータと MRI を容易にレジストレーションする方法，および手術計画時にマニピュレータの設置計画も行う術前プランニング機能，ナビゲーション画像を見ながらマニピュレータを操作可能な操作入力装置について提案し，これを実験により検証した．第 6 章では，第 3〜5 章までの技術を用いて開発した統合システムについて述べ，これを in-vivo 実験に適用することにより本システムの有効性を評価した．第 7 章にて結論と今後の展望について述べた．

第 2 章

MR 画像誘導下手術支援システムの設計思想

2.1　課題と目的

体表上に小さな穴を開けて，その穴から体腔内患部を治療するという低侵襲手術は，患者の体に負担が少ない反面，術者の視野および自由度を制限するため，安全性，確実性の面では課題がある．これからの超高齢化社会では，体力の弱い患者が増加することが予想され，安全で確実な低侵襲手術の実現が不可欠である．通常の低侵襲手術における課題は，

(a) 内視鏡の視野に制限があり，患部の全体的な把握が難しい．
(b) 体表上の小さな穴を経由して体腔内で治療行為を行うため，術具がピボット運動状に拘束される．
(c) 制限された視野で，制限された自由度の術具を操作するため，3 次元空間把握が困難である．
(d) 安全，危険の判断が術中の術者のみに依存する．

といった点があげられる．特に (d) の問題は術者の経験が浅い場合，他の (a) から (c) の問題も重なって大変危険であり，手術ミスの原因になることが多い．確実性の課題としては，上記安全性の課題に加えて，

(e) 内視鏡で取得可能な情報は直視可能な表面上の情報のみなので，臓器内部の情報は，術後に診断機器によって確認する必要があり，すぐに治療効果を確認できない．

といった事柄があげられる．これらの課題を解決することができれば，より安全で，確実な低侵襲手術が実現できる．

それぞれの項目について考えてみると，(a) については，内視鏡視野外部の情報を，術中リアルタイムに取得，提示することができれば解決できる．(b) については，マスタ・スレーブ型マニピュレータシステムを導入し，術具の先端を術者が直接把持し操作しているかの様な多自由度のマニピュレータを提供することで，術具が体表に拘束されていることを感じることなく直感的な操作性を提供できる．この際，マニピュレータ術具先端の自由度は，従来術具よりも多く，人の手首が表現可能な位置姿勢 6 自由度，開閉 1 自由度を実現する必要がある．(c) については，3 次元 CG 表示や，診断機器による任意断面画像，内視鏡視野外の術具情報の提示といったナビゲーション画像を提供することにより，術者の空間把握，状況把握を支援することが可能である．(d) については，術前の手術計画時に予め危険領域や安全領域をシステムに登録しておくことにより，術中のマニピュレータ操作時，危険領域にはスレーブマニピュレータを動かすことができなくする等の仕組みを用意できれば，解決可能である．

また，(e) を解決し確実性を向上させるためには，(a) とも関連するが，高機能診断機器により術中の患部内部情報を取得し，すぐに治療効果を確認することができれば，再手術等のリスクを低減できる．術中に長時間画像を取得することを考えると，被爆の危険性がある CT よりも MRI が望まれる．また，超音波撮像は，対象とプローブの間にガスがあったり，治療行為によって炭化した部分があったりすると画像を取得することができなくなる．よって，MRI による術中撮像が最も望ましい．

つまり，安全で確実な低侵襲手術の実現するためには，治療装置と診断機器を融合し，術中画像によるナビゲーション下でマスタ・スレーブ型マニピュレータにより手術支援を行うシステムの開発が不可欠であるといえる．

これをコンセプトとして，必要となるモデルを考えてみると，MRI 環境下で動作可能なマスタ・スレーブ型マニピュレータ，およびマニピュレータの位置姿勢情報や危険領域情報，術前計画で定められた術具の想定軌跡を有するナビゲーション画像，これらを統合する仕組みが必要であるといえる．

このコンセプトを具体化して，システムをデザインレベルで考えると，マニピュレータとしては MRI 環境という強磁場下で動作可能な上，手術室を占有しない小型なスレーブマニピュレータと，それを自由に操作し各種情報を把握することが可能な操作入力装置が重要であるといえる．また，上記ナビゲーションを実現するためには，術中リアルタイムに指定した位置姿勢で MRI 診断画像を取得する必要がある．さらに，マニピュレータシステムと MRI の座標系を統一し，相互の情報を統合制御する仕組みが必要である．そこで，それぞれの間を物理的に統合する仕組みとして手術台を，情報的に統合する仕組みとして情報統合コントローラをシステムのハブとして開発していく必要がある．

研究開発方針を下記にまとめる．これらの詳細については，対象や要求仕様の分析を通して次節以降で述べる．

I. ビジョン
   i) 安全で，確実な低侵襲手術の実現および普及
II. コンセプト
   i) 治療装置と診断機器の融合.
   ii) 術中ナビゲーション誘導下でマニピュレータによる手術支援
III. モデル
   i) MRI 環境に対応したマスタ・スレーブ型マニピュレータ
   ii) マニピュレータの位置姿勢情報や，危険領域情報，術前計画で定められた術具の想定軌跡等を提示するナビゲーション画像
IV. デザイン
   i) 手術室を占有しない小型な MRI 環境対応スレーブマニピュレータ
   ii) 各種情報を自在に把握可能で，マニピュレータを自由に操作できるマスタデバイスとその操作卓
   iii) 術中リアルタイムに指定した断面を撮像可能な MRI およびナビゲーション技術
   iv) マニピュレータと MRI とを物理的に統合する手術台
   v) 各種システムの情報を統合する情報統合コントローラ

2.2 対象の分析

2.2.1 対象症例

対象とする患部は，最終的には内視鏡を用いて手術を行う体腔内全般である．しかしまずは，他の臓器に比べ解剖学的に解明が進んでいる肝臓，特に肝臓癌に焦点を当てて開発し，早期の臨床応用を目指す．特に肝臓癌は，他臓器の癌（胃，肺，直腸，結腸，乳房）に比べ再発率が高く，診療科間の治療成績の開きが最も大きいことが分かっている [57]．他臓器の癌に比べ肝臓癌の治療成績の開きが大きいということは，術者の経験と技術の差だと考えると，経験の不足をナビゲーション技術により補い，技術の差をマニピュレータ技術によって補うことで，どこの診療科でも，高品質な治療を受けることができるようになる．これにより，安全，正確な低侵襲手術の普及，拡大を実現できる．

2.2.2 治療方法

肝臓癌の現状の治療方法は，大きく分けて，肝切除術，経皮的局所療法，塞栓療法の 3 種である [58]．肝切除術は，腫瘍を周囲の組織と共に切除して取り除くため根治術であるが，他の治療法に比べ侵襲が大きい．経皮的局所療法は，PEI（Percutaneous Ethanol Injection:経皮的エタノール注入療法），PMCT（Percutaneous Microwave Coagulation Therapy: 経皮的マイクロ

波熱凝固療法)，RFA (Radio Frequency Ablation: ラジオ波熱凝固療法) の総称であり，体外から超音波画像ガイド下にて針を刺し，肝臓癌細胞を選択的に破壊する手法である．PEI は，針から腫瘍へエタノールを注入し，エタノールの脱水作用，蛋白凝固作用により癌細胞を凝固破壊する．PMCT は，針から周波数約 2450 [MHz] 波長 120 [mm] のマイクロ波を照射し，誘電加熱により癌組織を局所的に熱凝固させる療法である．RFA は，針状の電極を腫瘍内に挿入後ラジオ波により周囲を誘電加熱し，腫瘍を壊死させる方法であり，PEI や PMCT に比較して 1 回の治療でより広い範囲を治療できるため，再発率が低く注目されている療法である．塞栓療法 (TAE: Transcatheter Arterial Embolization) とは，癌細胞が肝動脈からの血流によって栄養を受けていることを利用し，その血流を遮断することで癌組織を壊死させ，さらに塞栓した血管の末梢に抗癌剤を封入し，同時に癌組織に作用させる療法のことである．延命には大きな効果があるが，根治率は 10% 程度と言われている．

これらはそれぞれ長所短所が異なるが，基本的には Fig.2.1 に示すようなフローチャートに従って治療方針が選択されており，選択されたそれぞれの治療方針の割合は Fig.2.2 の様になっている [59][60]．10 [mm] を超えた腫瘍が治療対象となり，その個数，大きさ，肝機能の状態によって治療方法が選択される．

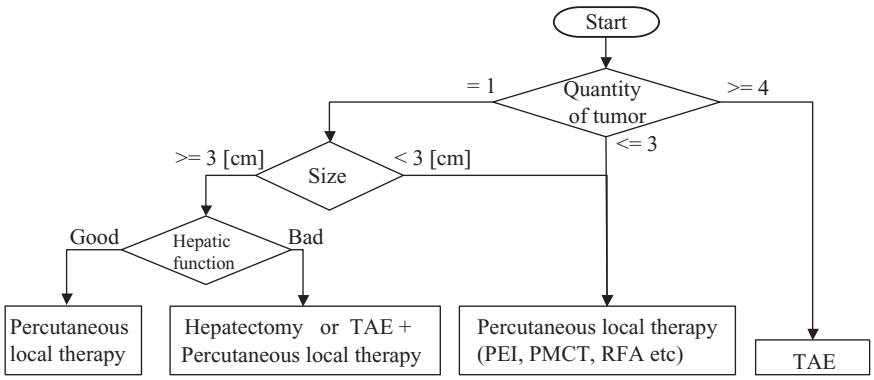


Fig.2.1　Treatment strategy of hepatic cancer

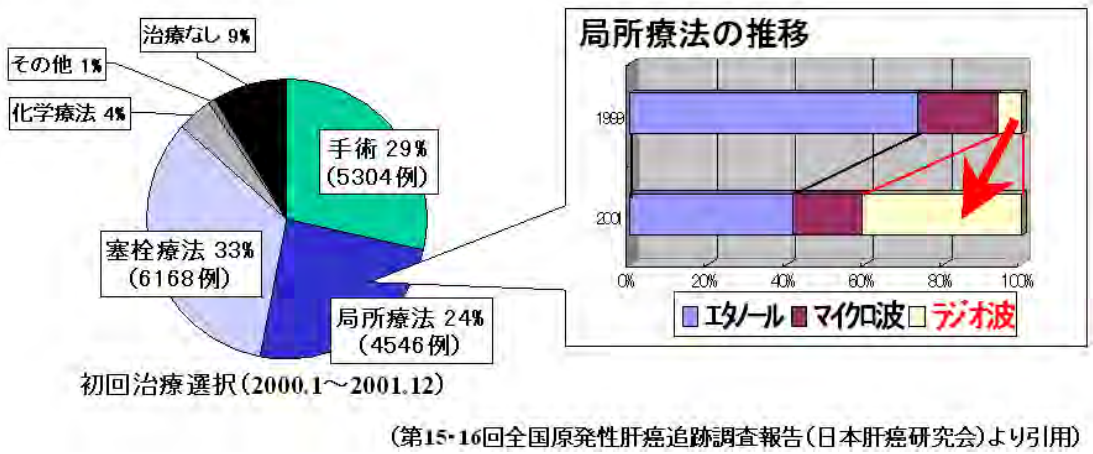


Fig.2.2　Selection of treatment option for hepatic cancer

高機能診断機器の発達や人間ドック等の検診により，癌の早期発見を促す社会基盤が確立してきた現在，今後発見される腫瘍は，小さく数少ない状態で発見されることが予想される．つまり 2001 年の段階では，手術（肝切除），局所療法，塞栓療法の治療法選択割合はほぼ同程度であるが，今後，局所療法，特に RFA が重要な治療術式になると考える．

よってまずは，経皮的局所療法を安全確実に実現するナビゲーション下での手術支援マニピュレータシステムを開発し，その後，経皮的局所療法のみでは治療できない癌を対象として低侵襲な肝切除術を実現するシステムの開発を目指す．

そこで，開発するシステムの使用方法，手術手順等を実際の手術現場に即した形で検討する．現状の経皮的局所療法の中で，目標とするシステムに近い手術方法である腹腔鏡下 RFA 術の手術手順およびその行為に携わる担当者について，外科医の意見および文献 [58] を基に調査した．その結果を Table 2.1 にまとめる．手術手順，方法について調査する中で，現状の局所的治療法の問題としては

- 患部に対する刺入姿勢や深度といったアプローチが術者の経験や勘に依存する．
- 体外からの直線的な穿刺のため，アプローチできる位置姿勢が限定される．
- 治療効果をその場で確認できない．
- 腹腔鏡や超音波腹腔鏡を穿刺する術者とは別のスタッフが操作しており，意思の疎通が難しい．

といったものがあげられた．

Table.2.1 Procedure of the conventional endoscopic RFA

	内容	担当者
1	患者を手術台に載せる．	スタッフ
2	循環動態モニター (血圧計，パルスオキシメータ) をつける．	スタッフ
3	全身麻酔を行う．	麻酔科医，スタッフ
4	患者手術部位消毒 (剣状突起より 5 [cm] 上方から，下は恥骨の 5 [cm] 上方まで，左右は全体)	助手
5	気腹作業	術者，助手
	.1 臍右上 3[cm] に気腹針挿入	
	.2 炭酸ガスを低流量 (1 [L/m]) で気腹開始.	
	.3 炭酸ガスの層が 4〜5 [cm] 以上になったら気腹停止	
6	腹壁と小腸等との癒着がないことを確認し，トロッカの挿入位置決定	術者
7	トロッカ 2 本刺入し腹腔鏡および超音波腹腔鏡を体内へ挿入.	術者
8	助手の一人が腹腔鏡を操作し，もう一人の助手が超音波腹腔鏡を操作.	助手
9	術者は腹腔鏡および超音波腹腔鏡をみながら，RFA 針で穿刺治療を行う．	術者

2.2.3　診断方法

術前，術中情報を取得する診断機器として，CT，MRI，超音波撮像といったものがあるが，それぞれの特徴について Table 2.2 に示す．Table 2.1 でも述べたが，肝臓癌への穿刺治療において，従来は超音波撮像による患部の観察が一般的であった．しかし，超音波撮像は，超音波プローブと患部の間に空気が入ると患部を観察できない上，小さな腫瘍を充分画像化できなかったり撮像範囲が限られているといった問題があり，この問題を克服するために，MRI 下での穿刺が提案されている [61][62][63].

本システムでは，術中情報を取得するための診断機器として，被爆の危険性がなく高解像度で広範囲の情報を取得可能な MRI が有効であると考える．術前，術後での診断では，それぞれの画像診断機器の特徴に合わせて併用して活用することもできる．

2.3　コンセプト

対象の分析結果に基づき，以下に小型手術支援マニピュレータシステムの設計コンセプトについて述べる．

2.3.1　開発目標の設定

安全で確実な低侵襲手術の実現および普及というビジョンに対し，従来の治療方法の実現と同時に，これまで実現できなかった部位へ治療範囲を拡大することを目的とした新しい治療方法の実現を目指す．

Fig.2.2 に示したこれまでの治療方法のうち，薬剤や化学療法を除いた局所療法および外科的手術をさらに安全，確実に実現するために，まずは，(1) MR 画像誘導下穿刺支援システム，(2) 内視鏡手術支援マスタ・スレーブマニピュレータシステム，を開発する．さらに，安全，確実でこれまで以上の治療範囲を実現するために，(3) ナビゲーション機能を有する多種多腕手術支援マニピュレータシステム，を開発する．そして，これらの 3 つのシステムを容易に縮退・拡張可能なシステム *MiRaI* (MR-compatible intelligent robot system for advanced intervention)

Table.2.2　Specification of diagnostic devices

	Resolution	Invasiveness	Range	Remarks
CT	High	X-ray	large	Hard to see soft tissue.
MRI	High	None	large	see no bones.
Ultrasonic echo	Low	None	Narrow	see no target with gas.

の開発を目的とする．以下に詳細を述べる．

2.3.1.1　MR 画像誘導下穿刺支援システム

MR 画像誘導下手動穿刺システムでは，マニピュレータが穿刺針の位置姿勢を定め，マニピュレータに装備されている穿刺針ガイドにそって，直線穿刺針を体内の患部へ医師が手動で穿刺を行うシステムを開発する．構想図を Fig.2.3 に示す．術者は MR 画像およびそこから生成されるナビゲーション画像上で，直線穿刺針を挿入する位置姿勢を定める．この時，MRI の持つ座標系と位置決めマニピュレータの持つ座標系との統合を行うことにより，位置決めマニピュレータが保持する穿刺針ガイドが術者の意図した穿刺姿勢をとることが可能となる．術者は，マニピュレータに装備されている穿刺針ガイドが示す位置・姿勢に従いながら，体内への針の穿刺を手動で行う．これにより術者は，手ぶれや位置姿勢のずれ等を気にすることなく体外からの穿刺を行うことができると共に，穿刺に対する最終的な判断や責任を有することができる．

術者は MR 画像およびそこから生成されるナビゲーション画面上で，術前計画を立て，術前計画に基づいた指示をマニピュレータに与えて穿刺行為を実現する．これにより，術前計画の正確な反映による穿刺精度の向上，穿刺可能範囲の拡大，治療時間の短縮化等が期待できる．

なお，本システムと内視鏡画像を併用して操作することもできる．肝表面の腫瘍の場合，治療に伴う熱傷が他臓器に及ぶことがあり気腹する必要がある [58]．気腹して内視鏡を挿入し，MR 画像では確認できない針が臓器に刺さるまでの様子を内視鏡画像で確認してもよい．

2.3.1.2　内視鏡手術支援マスタ・スレーブマニピュレータシステム

内視鏡手術支援マスタ・スレーブマニピュレータシステムでは，MRI 環境下で動作可能なサイズで，外科手術に用いる基本術具を操作可能なマニピュレータを開発し，3 次元内視鏡画

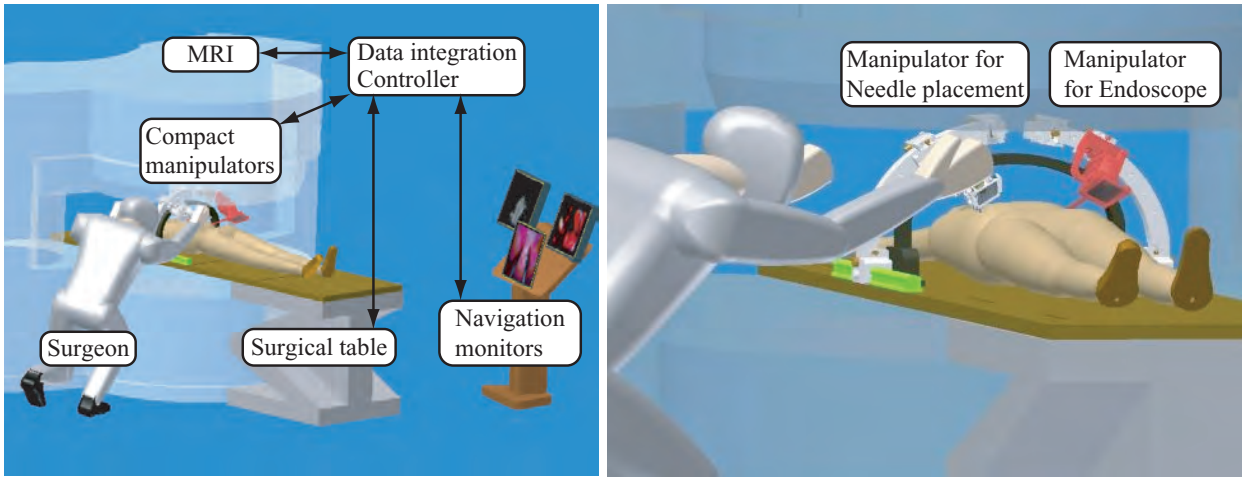


Fig.2.3　Conceptual image of MR-guided needle placement support system

像とナビゲーション画像情報を参照しながら手術針の針かけ等といった基本治療手技の実現を目指す．これにより，通常の内視鏡手術が MRI の有無に関わらず実現可能となる．構想図を Fig.2.4 に示す．ナビゲーション画像として術前の画像を用いることもできる．

2.3.1.3　ナビゲーション機能を有する多種多腕手術支援マニピュレータシステム

内視鏡保持マニピュレータ，助手用マニピュレータあるいは穿刺マニピュレータ，双腕手術支援マニピュレータの 4 体のロボットを，内視鏡画像や MRI によるナビゲーション画像を参

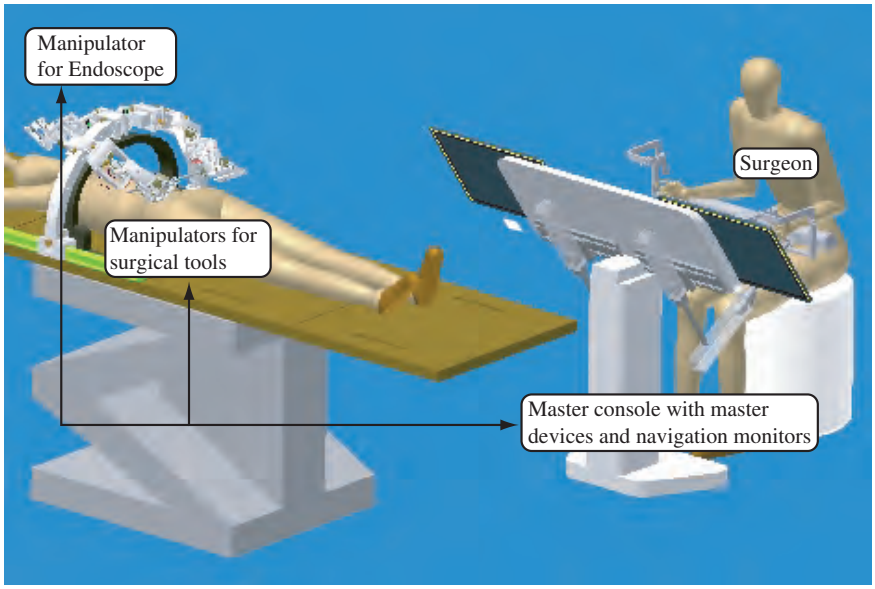


Fig.2.4　Conceptual image of master-slave system for endoscopic surgery

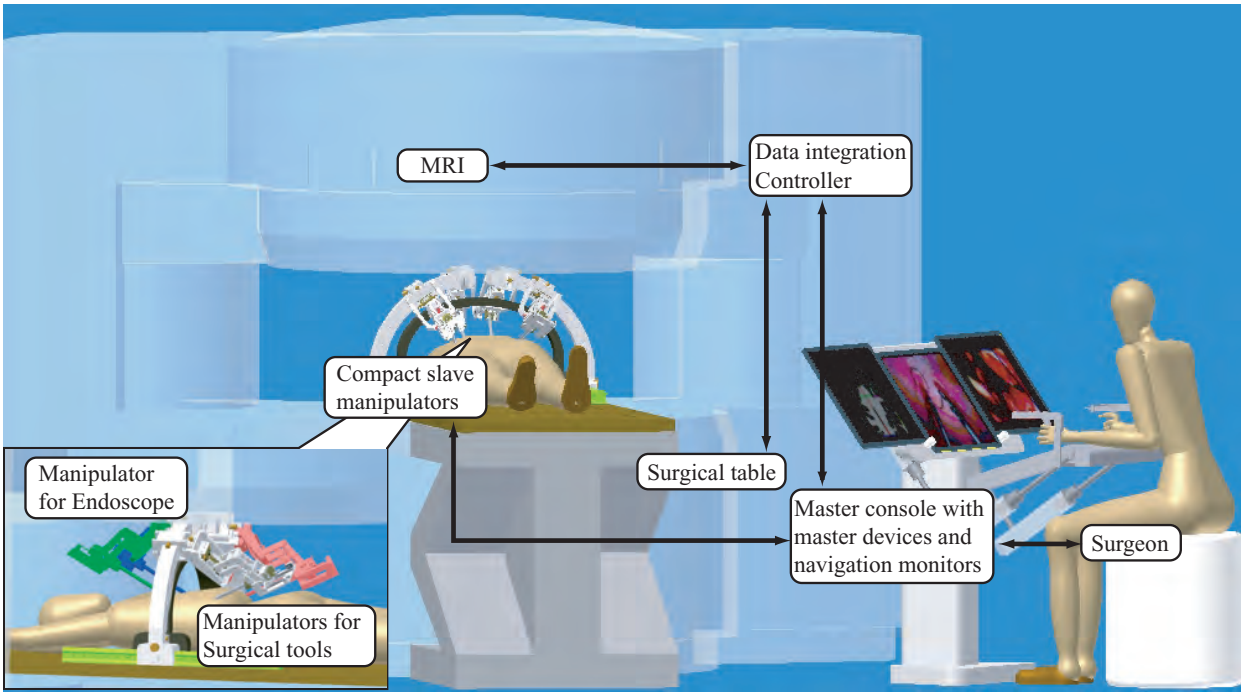


Fig.2.5　Conceptual image of the MR-guided surgical system

照しながら，術者が操作入力装置により操作する統合システムを開発する．治療範囲，適用術式を拡大し，臓器の裏側を意識したこれまで実現できなかった新しい治療行為を実現するシステムを目指す．構想図を Fig.2.5 に示す．体内で屈曲可能な穿刺針やレーザ，術具などを同時に用いることにより，臓器を術具で持ち上げ空間を確保し，臓器裏側などこれまで到達することのできなかった領域へ治療を施すことができる．

これらのマニピュレータをモジュール化し，治療対象によって容易に組み合わせることが可能な統合システム *MiRaI* を構築することにより，様々な医療機関に展開することができる．例えば，地域の中核をなす医療機関には，上記すべての要素を含んだシステムを，内視鏡手術実施医療機関・低侵襲治療実施医療機関等の中規模医療機関には，内視鏡手術支援マスタ・スレーブ型手術支援システムを，小規模医療機関には，MR 画像誘導下穿刺支援システムを，といった医療機関の環境に応じた展開がはかれ，低侵襲手術の普及の一助とすることができる．

つまり，システム全体を拡張・縮退可能とすることにより，従来の手術支援システムにみられる巨大で汎用性に欠けるという問題を解決し，様々な手技に対して安全で確実な低侵襲手術をより広く展開・普及させることが可能となる．

2.3.2 仕様分析

MiRaI を開発するにあたり，まずは Table 2.1 でまとめた腹腔鏡下 RFA 術の手術を MRI 環境下で行った上で，マニピュレータを導入した際のシナリオを想定し，Table 2.3 にまとめる．この想定シナリオから，システム構成，開発仕様を検討する．

Table.2.3: Procedure of endoscopic MR-guided RFA with manipulators

	内容	担当者
1	患者を手術台に載せる.	スタッフ
2	循環動態モニター（血圧計，パルスオキシメータ）をつける.	スタッフ
3	全身麻酔を行う.	助手，麻酔科医
4	患者手術部位消毒（剣状突起より 5 [cm] 上方から，下は恥骨の 5[cm] 上方まで，左右は全体）.	助手
5	手術部位を固定し，RF 受信コイルを設置する.	助手
6	気腹作業.	術者 or 助手
7	手術台を MRI 規定位置に固定し，MRI と手術台を位置合わせする.	助手
8	手術台天板を MRI ガントリ内にピットイン.	ME
9	術前 MR 画像を 3D ボリュームで撮影.	ME
10	手術台天板を MRI ガントリ外にピットアウト.	ME
11	MR 画像により，手術部位，病変部位等の位置，病変の広がり，転移の有無の確認を行う.	術者
12	3D ボリューム MR 画像を用いて手術計画を立てる.	術者

	内容	担当者
	.1　針穿刺方向や小切開部のアプローチ方法を検討.	
	.2　物理的な干渉など問題がなければアプローチ方法の決定を行う.	
	.3　決定した穿刺針挿入位置姿勢から，術具挿入位置（ポート）やマニピュレータがとるべき姿勢等を算出.	
13	MR 画像上で計画した位置に基づきマニピュレータを設置.	ME
14	マニピュレータにより術具挿入位置を体表に提示する.	ME
15	体表上に術具挿入位置をマーキング.	助手
16	トロッカが挿入しやすいようにマニピュレータを移動.	ME
17	トロッカをマーキング済みの術具挿入位置に刺入.	助手
18	手術計画で設定した術具を保持できる姿勢にマニピュレータを動作させる.	ME
19	実際の体腔表面およびトロッカの状態に合わせて，マニピュレータを微調整.	助手
20	術具を体内に挿入.	術者
	.1　RFA 穿刺針をマーキングしたポート位置に挿入. あるいは，術具をトロッカを通して体内に挿入.	
	.2　マニピュレータに術具を装着.	
21	手術台天板を MRI ガントリ内にピットイン.	ME
22	リアルタイム MRI の撮像開始.	ME
23	操作入力部により，腹腔鏡画像やリアルタイム MR 画像を見ながら，挿入姿勢を微調整．あるいは，術具を体内で操作で操作.	術者
24	患部へ穿刺する.	術者
	.1　肝臓表面に一度軽く刺す.	
	.2　位置姿勢を確認後 (必要なら，針姿勢を動かす)，患部へ穿刺.	
25	あるいは，術具を体内で操作し，穿刺を支援したり，吻合，結紮などの治療を行う.	
26	MRI による撮像を停止させる.	ME
27	RFA 焼灼を行い，患部癌細胞を熱凝固壊死させる.	術者
28	ある程度焼灼できたと判断すれば，RFA をとめ，MRI により患部を撮像する.	ME
29	治療効果を MR 画像により確認する.	術者
30	不十分，あるいは位置を変える必要あれば位置を変えて再度 RFA 焼灼を行う.	術者
31	治療が終われば，生理食塩水にて洗浄を行って，吻合を行い，治療完了とする.	術者，助手
※	緊急時はすぐに患者を MRI の中から外に出してマニピュレータを取り外せるようにする.	全員

2.4　技術的に解決すべき課題

上記に示したマニピュレータを用いた想定シナリオから，マニピュレータが有するべき機能が下記のようにまとめられる.

a) 手順 7 より MRI と手術台のレジストレーション機能
b) 手順 12 よりマニピュレータ情報を有する術前シミュレータ
c) 手順 13 より手術台に横たわる患者に対し，簡単にセットアップ可能な小型なマニピュレータの機構と重量.
d) 手順 14 より体表上に術具挿入位置を提示する機能.
e) 手順 19 よりトロッカとマニピュレータの位置合わせを微調整可能な機能.
f) 手順 20.2 よりマニピュレータに対して，着脱可能な術具
g) 手順 23 より，刺入点を中心としたピボット動作が可能なマニピュレータ
h) 手順 23 より，MRI 撮像中に動作可能で位置情報を MRI に出力可能なマニピュレータ
i) 手順 24.2 より針を持ちながら，術者が操作可能な MRI 環境対応小型操作入力装置
j) 手順 25 より，ナビゲーション画面を見ながら術具を操作可能な操作入力装置
k) 手順※より，MRI の中から患者を容易に外に出し，マニピュレータを取り外せる機能

これらの要求仕様を必要な技術としてまとめなおし，さらに詳細な技術として分類したものを Fig.2.6 に示す．これをまとめると下記のようになる．

I) MRI **環境対応技術**　MRI の強磁場環境で MR 撮像中もマニピュレータを動作可能とするためには，アクチュエータとして利用する超音波モータのノイズの影響による MR 画像の劣化を防ぐ必要がある．さらに超音波モータは仕様として低回転速度で動かすことができないが，サーボ制御を行うためには低速回転での駆動を実現する必要がある．また，MRI の撮像磁場中心においても利用可能な高剛性な素材の選定を行い，使用基準を確立する必要がある．

II) **小型手術支援マニピュレータ機構とその動力伝達技術**　前記の MRI 環境対応技術を用いた上で，MRI の狭隘空間内に設置可能な小型なマニピュレータを開発する必要がある．体内で動作する関節に動力を伝達する機構やその制御方法を確立する必要がある．また，多数のマニピュレータを配置していても，緊急時には患者を MRI の中から外に簡単に運びだせる必要がある．

III) **ナビゲーション機能と連動するマスタ・スレーブシステム**　変化する体腔内の状況に対応した手術ナビゲーションを可能とするために，MRI によるナビゲーション情報と多数のマニピュレータのレジストレーションを容易に実現する必要がある．また，多数のマニピュレータ同士の干渉を防ぎ配置計画を策定する術前プランニング機能を提案し，多数のマニピュレータを容易に組み合わせ，拡張・縮退を管理可能とするマスタ・スレーブシステムを構築する．これらのナビゲーション情報は，マスタコンソールにて容易に閲覧でき，多腕のマニピュレータの操作を支援する．

上記にあげた大きく分けて 3 つの課題を解決し，ナビゲーション機能を有する小型多自由度多腕手術支援マニピュレータシステムを開発することを技術的な目的とする．

次章以降では，これらを解決した技術について述べ，第 6 章にてこれらの技術を用いて試作した統合システムとその評価実験について述べる．

2.5　小括

本章では対象とする術式と手術支援システムのビジョン，これを実現するための設計コンセプトについて述べた．対象領域は治療技術の差が治療結果に如実に反映される肝臓癌に設定した．肝臓の特徴とその治療方法についてまとめ，穿刺による局所治療，および肝切除といった内視鏡手術を本手術支援システムの目標に定めた．これらの治療を安全，確実に実現するために必要な機能を抽出し，以下の結論を得た．

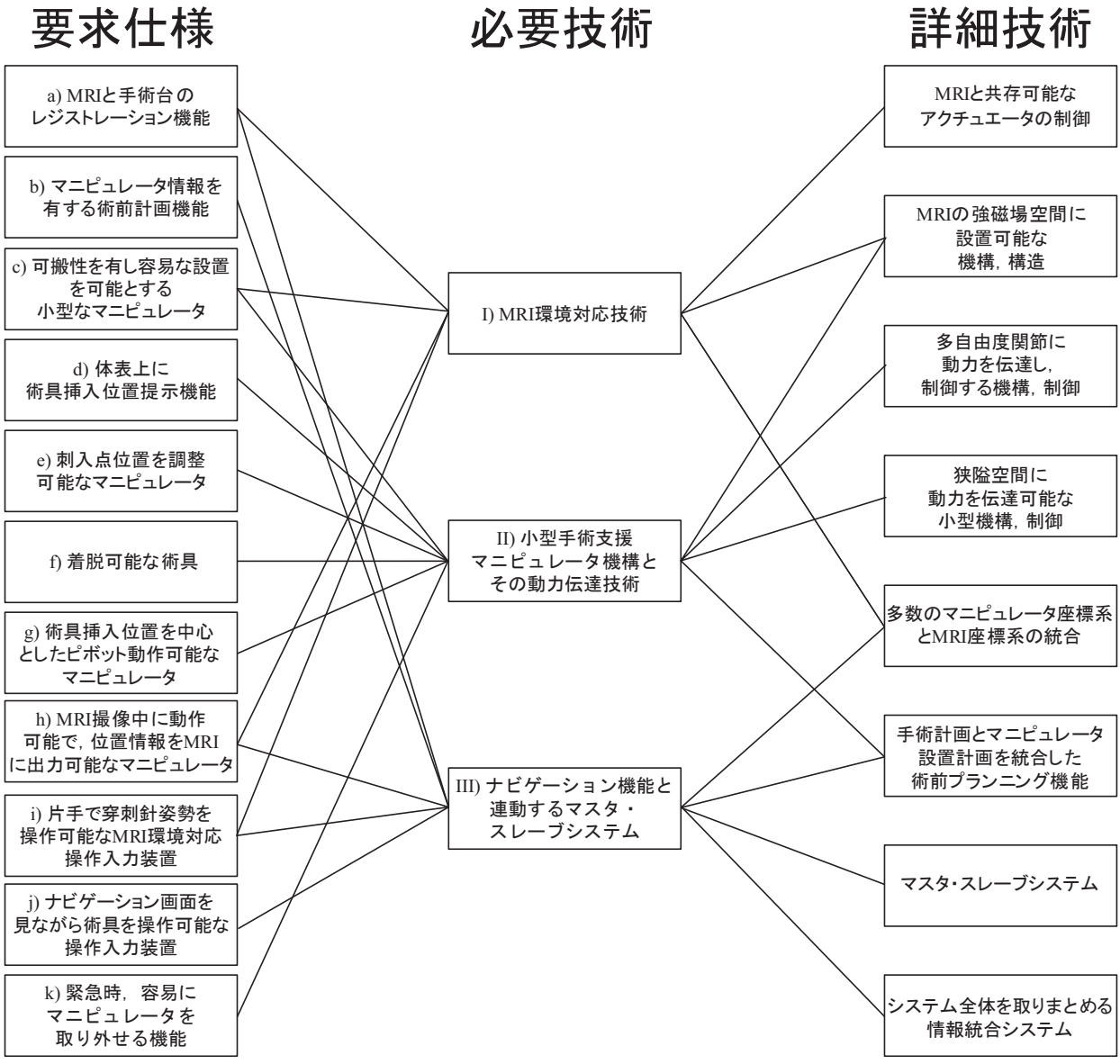


Fig.2.6　Requested specifications and the necessary technology

1. 穿刺支援システム，内視鏡手術支援システム，手術適用範囲を拡大するために臓器裏側も治療対象とした多腕による MRI 誘導下手術支援システムといった 3 種の術式に適用可能な汎用小型手術支援システム *MiRaI* を開発することで，より安全で確実な低侵襲を普及させることができる．
2. 上記を実現するためには，特に下記の 3 つの技術が重要であることを，手術想定シナリオから抽出した．
   （a）MR 画像に影響を与えずにマニピュレータを駆動するための MRI 環境対応技術
   （b）多種・多自由度のマニピュレータを MRI 環境に対応した上で小型に製作するための設計指針の確立およびそのための動力伝達技術
   （c）ナビゲーション機能と多数のマニピュレータを連動させるためのレジストレーション方法や術前プランニング機能，管理・操作するマスタ・スレーブシステム

第 3 章

MRI 環境適応技術

3.1　はじめに

人間の視野は限られており，対象物の表面情報しか取得できない．眼で見ることができる臓器表面の情報だけでなく，臓器内部の患部をあたかも透視しているかのように，手術を行うことは外科医の夢であった．高機能診断機器の発達に伴い，患者に対して非侵襲で体内の情報を取得できる MRI を用いて MR 画像を取得しながらの手術が提案されたのは必然の流れである [64][65][66].

しかし MRI は，おおよそ 0.2 [T]～1.5 [T] の磁場と，RF パルス (Radio Frequency Pulse) 4.2 [MHz]～63 [MHz]，0.1 [kW]～1 [kW] による磁場環境を有し，μV オーダの微弱な共鳴信号を測定して画像を得るため，磁場の乱れや外部機器からの電磁ノイズの影響を極力排除した環境

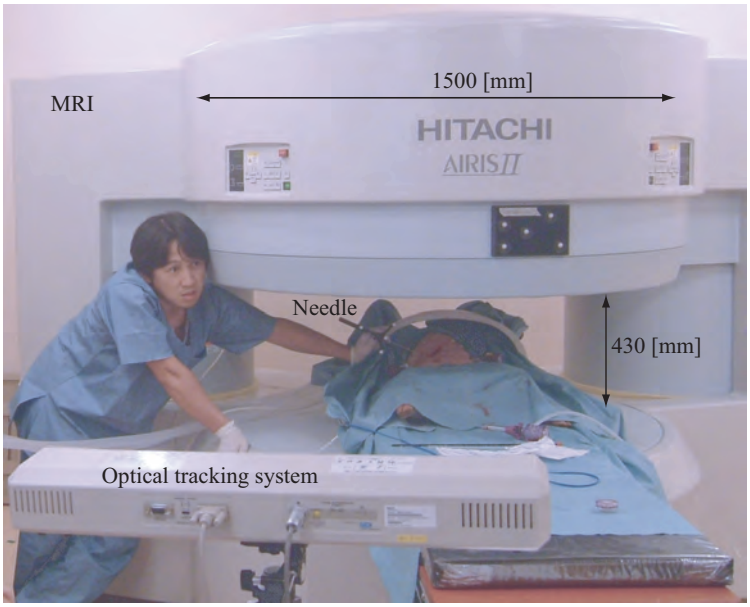


Fig.3.1　Overview of conventional puncture placement in an MRI

が必要である．また，安定した磁場空間を得るために直径 1〜2 [m] の巨大な永久磁石や電磁石を用いるが，撮像が可能な空間は高さ 400 [mm] 前後の非常に限られた空間である．撮像可能空間に患者を配置すると残った空間はわずかであり，術者がアクセス可能な領域は限られている．そのため残った狭い空間に対して，術者は Fig.3.1 のように手を伸ばして針を穿刺するといった限られた治療しかできなかった．

1.4.1 節で述べたように，術者に窮屈な姿勢を強いることを防ぎ正確にターゲットへの穿刺を実現するために，穿刺針の位置決めを行うマニピュレータが数多く研究開発されている．しかし，MRI の強磁場環境および狭隘空間により，MRI 撮像中も動作して内視鏡手術を行うといった多自由度手術支援マニピュレータは開発されていない．本章では，MRI 撮像中も動作可能な多自由度のマニピュレータを開発するための課題をまとめ，これらを解決するために開発した MRI 環境適応技術について述べる．

3.2　課題

MRI 環境を考慮しないマニピュレータを MRI 近辺に設置すると，以下の問題が生じる．

1. MRI 付近に電気信号によるセンサや電気回路を設置すると，センサや電気回路に MRI の RF パルス[*1]によるサージノイズが混入する．
2. 磁性体材料は，MRI が形成する磁場環境を乱すため MR 画像に悪影響を与える上，MRI が有する磁石に引き付けられる．
3. マニピュレータが有する電気信号，ノイズ等が，MR 画像生成に悪影響を与える．
4. 導体が磁場の変化を受けると渦電流が発生し，電磁ノイズと熱の発生原因となる．

MR 画像により診断を行いながらマニピュレータにより手術を施し治療するためには，マニピュレータが MRI に影響を与えないこと，逆に MRI からマニピュレータが影響を受けないこと，双方の条件を考慮して設計する必要がある．強磁場環境を有する MRI 内で利用可能なものを MR compatibility (MR 適合性) を有するという [67][68].

また，本研究で想定している MRI (AIRIS®-II:日立メディコ) の診断領域は，高さ 430 [mm] という制限があるが，この狭隘空間内にて，患者や RF コイルと機構的に干渉せずに配置，動作できる構造でなければならない．

これまで開発されてきた MRI 内での動作を実現するマニピュレータは，MRI 撮像中はマニピュレータを停止し，マニピュレータ動作中は MRI 撮像を停止するというものがほとんどであった．また，撮像中も動作可能なマニピュレータもいくつかあるが，マニピュレータの動作の応答性は低く，内視鏡手術で必要な動作の応答性は備えていない．

[*1] 核を励起し共鳴させるために使用される電磁波パルス

MRI 撮像中の動作可能な多自由度マニピュレータが開発できなかった理由は，アクチュエータ，および動力伝達手段に起因すると考える．一般にサーボモータとして用いられている電磁モータは，コイルに発生する誘導起電力をトルクに変換して駆動力を生み出すため，MRI の強磁場環境下では利用することができない．そのため MRI 環境下では，油圧，水圧，空気圧アクチュエータといった圧力を利用したアクチュエータや，セラミックの磁歪効果を利用した超音波モータなどが用いられる．しかし，圧力駆動のマニピュレータは，MRI 撮像中も動作可能であるものが多いが，動作の応答速度が遅いためサーボ動作には向いておらず，内視鏡手術のようなマスタ・スレーブシステムには向かない．5 [W] 程度の大きな出力を持つ超音波モータでは，低速で回転させることができなかったり，正逆転の応答が悪かったりするといった問題のため，サーボ駆動には用いられることが少なく，MRI 環境下においてはマニピュレータの位置決めなどに用いられるだけであった．また，超音波モータは，誘導起電力を利用したモータではないが，電気力を利用したモータであるため，ガントリ近くに持ち込むと，MR 画像に影響を与えるといった問題もあった．さらにガントリ内部が狭隘であるため，多数のアクチュエータを撮像空間近くに配置することができず，多自由度のマニピュレータは開発されてこなかった．

そこで筆者は，MRI 環境下で，モータも MR 画像も互いに影響を及ぼしあわない超音波モータの設置位置を特定し，その位置から動力を伝達することによってマニピュレータの関節を駆動することを提案する．さらに超音波モータをサーボモータとして利用する制御アルゴリズムについて述べる．

本章ではまず，MRI 環境への対応を考慮していない吻合用の彎曲針が MR 画像にどのような影響を与えるかについて述べ，MRI 環境下に持ち込むことができる構造体について考察する．次に，MRI 環境下にてアクチュエータとして超音波モータを用いるための条件について実験からわかった結果について述べ，これをサーボ制御するための手法について述べる．

3.3 構造材の MR 適合性評価

3.3.1 目的

MRI のガントリ内部に入り込む大部分は MR 適合性と生体適合性を両立する PEEK®(PolyEtherEtherKetone) を用いる．PEEK® は，熱変形温度が 152 [°C] と高く，吸水率 0.14 [%]，線膨張係数 5.4×10^{-5}[$°C^{-1}$] と通常のエンジニアリングプラスチックに比べて温度や水分による変形が少ない．また，耐薬品性能はテフロンと同等にほとんどの薬品に対して耐性を持つ．このため，ガス滅菌や高温蒸気滅菌に耐え，マニピュレータの清潔を確保することが可能である．機械的強度もエンジニアリングプラスチックの中では最高レベルにあり，海外では医療機器の構造体材料としての実績もある．MRI 環境下で用いることに対しても多くの知見があり，画像にほとんど影響を与えないことががわかっている [69][70].

しかし，術具先端のような小さく剛性が必要な部品として PEEK® を用いるのは，剛性の点からも製作上の問題からも難しい．そこで，剛性が必要な箇所にはチタン合金を用いることを検討する．チタン合金は，生体硬組織代替インプラントとして体内への埋め込み実績があり，生体適合性に優れている．すでに MRI 環境用の手術機器としてチタン合金製の開胸器や鉗子が製品化されているが，これらは MRI 撮像中に用いるものではなく，MRI 装置の近くで手術を行っても MRI の磁石に手術機器が引き寄せられないようにするために開発され，使用されている．そこで，撮像中心近くにチタンを配置した時の MR 画像への影響評価について論じる．

3.3.2　評価実験

3.3.2.1　実験環境

マニピュレータから MR 画像への影響や，MRI からマニピュレータへの影響は，マニピュレータだけではなく，MRI の仕様に依存する．磁場の強さや漏洩磁場の大きさ，ラジオ波の大きさや周波数等は，MRI の種類によって異なるので，違う機種での評価は MR 適合性の傾向に関する評価にはなるが，その MR 適合性の程度がそのまま他の機種でも当てはまるとは限らない．本システムで想定している MRI は，日立メディコ製の開放型 MRI である AIRIS®-II であり，これを用いて実験を行った．

撮像条件と実験環境を Table 3.1，Table 3.2 にまとめ，使用した RF コイルとファントムの位置関係を Fig.3.2 に示す．RF コイルの中に入れたファントムが MRI 診断領域の中心に位置するように目視によって配置した．画像劣化の状況を計測することが目的であるため，自動的に

Table.3.1　Condition of MR-compatible experiment

FOV (field of view:有効視野)	220 [mm]
TR (repetition time:繰り返し時間)	200 [ms]
TE1 (echo time：エコー時間)	27 [ms]
FA (flip angle：フリップ角)	90 [deg]
スライス枚数	4 枚
スライス厚	5.0 [mm]
インターバル	5.5 [mm]
フィルタ	なし
バンド幅	12 [KHz]

Table.3.2　Condition of MRI for MR-compatible experiment

MRI	日立メディコ製オープン MRI AIRIS®-II (0.3 [T])
使用コイル	頭部診断用コイル
使用ファントム	$\phi 150 \times 300$ [mm] 内容物は水に少量の塩を溶かしたもの.

ノイズを低減して画質を向上させるためのフィルタは使用せずに撮像した．実際の臨床では，フィルタを使用して撮像するため，今回の実験結果よりも，画質の向上が見込める．

3.3.2.2　実験方法

まず，MRI 環境を考慮していない物体を用いて，MRI に与える影響を検証する．縫合などに用いる彎曲針は消耗品であり多品種大量消費が前提の道具であるため，従来製品が使用可能であることが望ましい．しかし，MR 環境対応の彎曲針は開発されていないため，現在一般に販売されいる彎曲針がどの程度アーチファクト (ゆがみや影) を発生するかを把握し，撮像しながらの治療に使用可能であるかを検証する．使用した彎曲針は MRI ガントリ内ですぐに磁化し，ガントリに引きつけられたため，ファントムの表面にテープで貼り付けて固定し，針を含む断面を MRI により撮像し評価した．

次に，治療で使用する術具が患部付近にあるときのアーチファクトの大きさと画質の劣化の程度を評価する．術具の加工材料として考えているチタン合金 (Ti-6Al-4V) のパイプ をファントム上部に配置し，MR 適合性を検証する．チタンパイプを軸垂直方向，水平方向にそれぞ

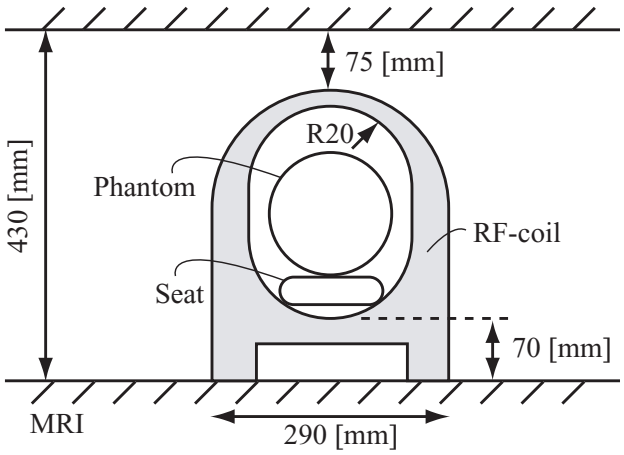
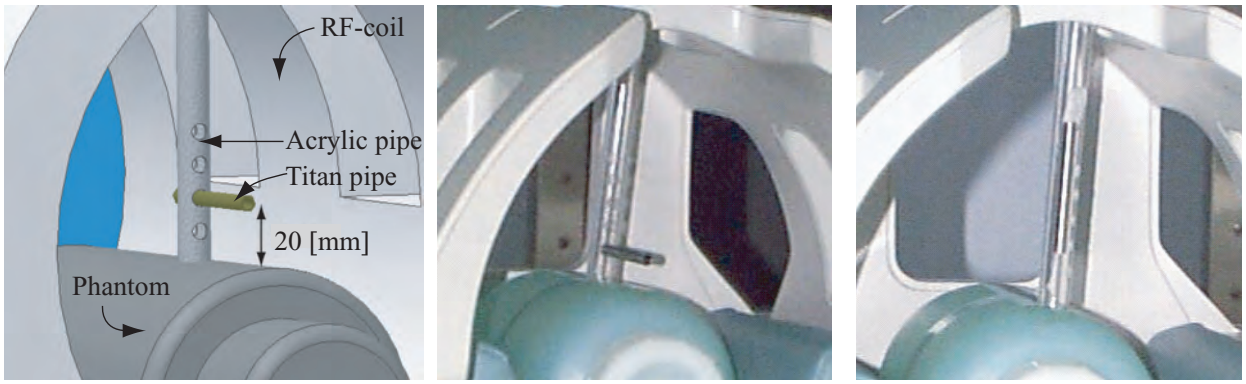


Fig.3.2　Experimentation environment



Horizontal position (CG)　Horizontal position　Vertical position

Fig.3.3　Overview of MR-compatible experiment for titanium alloy

れ配置し，ファントム表面から 40 [mm] まで 10 [mm] ごとに高さを変えて MRI で撮像した．なお，チタンパイプの高さを変える支えとして，高さごとに穴をあけたアクリルパイプの治具を用意した．軸水平方向配置時は，治具の穴にパイプを挿して位置を定め，軸垂直方向配置時は，治具にテープで張って固定した．基準画像としてファントムの上にアクリルパイプの治具のみを配置した状態での撮像を行い，比較対象とした．実験に用いた対象物について実験の様子の一部を Fig.3.3 に示すと共に，使用した対象物の情報を Table 3.3 にまとめる．

3.3.2.3　評価方法

MR 適合性評価の方法としては，現在確固たる一般的手法が確立されてはいない．MRI 画像に現れるアーチファクトの評価 [71] や，磁場の不均一性評価 [71][72]，基準画像との SN 比比較評価 [72]，画像シフト量評価 [46] などが試みられている．

本研究では，MRI 装置で計測可能な SN 比の比較により画質劣化の程度を評価する．ファントムを配置しただけの状態で撮像した MR 画像を基準画像とし，この基準画像の SN 比から実験で撮像した画像の SN 比が減少した割合 (減衰率) を下記のように計算する．

$$\frac{(\text{基準画像 } SN \text{ 比}) - (\text{実験画像 } SN \text{ 比})}{\text{基準画像 } SN \text{ 比}} \times 100[\%] \tag{3.1}$$

ただし，SN 比は撮像時の状態によって，± 10 %程度はばらつきが出ると言われている．よって，基準画像からの増減が± 10 %以内であれば，基準画像と同程度の画質であると判断できる．なお，± 10 %以内の誤差が生じるため，実験対象画像のほうが，基準画像の SN 比よりも改善してしまうことがある．この時の値はマイナス値として算出されるが，10 %以内の値であれば誤差の範囲内と考える．また，撮像したファントム画像のアーチファクトを目視にて観察することで評価する．SN 比は画像に表れるノイズの影響を示したもので，SN 比が良くとも，ファントム像の形状がゆがんだり，大きな影が発生してファントムの一部が見えなくなってしまうアーチファクトが発生する場合もある．そこで SN 比による比較とは別に撮像した画像を基準画像と比較して影の有無，大きさを評価した．

本実験では，各サンプルごとに 4 枚のマルチスライス撮像を行い，各画像での SN 比の平均を対象サンプルの SN 比とし以降の評価で用いる．なお，SN 比の計算は，MRI 撮像プロ

Table.3.3　MR-compatible experimental condition of objects

評価対象			評価条件	
名称	寸法	材質	配置条件	評価手段
チタンパイプ	直径 5.0 [mm], 長さ 50 [mm]	Ti-6-Al-4V	ファントム表面上からの距離, 姿勢を変えて評価	画像の SN 比, アーチファクトの有無
手術用彎曲針 (USSC 製 8-0 3/8)	直径 6 [mm] の 3/8 円弧形状	ステンレス (強磁性体)	ファントム上に貼り付けて評価	上記に加え, 引力の有無

グラムの機能として実装されているが，以下のように算出している．例えば，Fig.3.4 のように，中心に水ファントムが写るように MR 画像を撮像し，水ファントムによって白く描出される中心高信号領域 (C_0) と，四隅の低信号領域 (C_1, C_2, C_3, C_4) の各領域における輝度値を取得する．C_0 の輝度値の平均を M_{C_0} とし，C_1, C_2, C_3, C_4 の各領域における輝度値の標準偏差を $SD_{C_n}(n = 1-4)$ として，SD_{C_n} の平均値を M_{SD} とする．この時，SN 比 (SNR) を，

$$SNR = \frac{M_{C_0}}{M_{SD}} \tag{3.2}$$

と定義している [73].

3.3.3　結果

3.3.3.1　彎曲針

吻合用彎曲針の SN 比減衰率を Table 3.4 に示し，MR 画像を Fig.3.5 に示す．SN 比の減衰は見られなかったが，SE，GE[*2]の撮像方式で共に MR 画像に大きなアーチファクトが発生した．

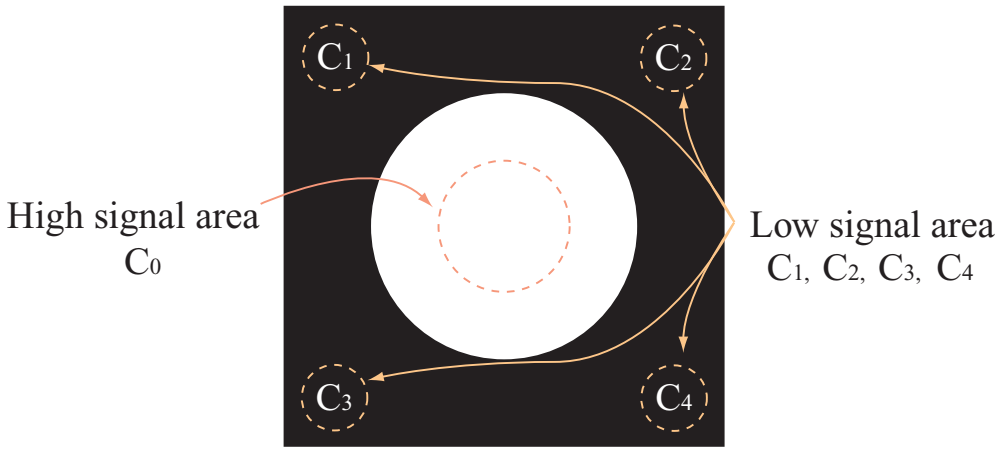


Fig.3.4　Signal area to calculate SNR

Table.3.4　SNR damping rate of surgery needle

	SNR damping rate
SE	-1.9
GE	-1.8

[*2] SE(spin echo): MRI の基本的な撮像方法, GE(gradient echo): SE に比べ比較的短時間で撮像できる撮像方法

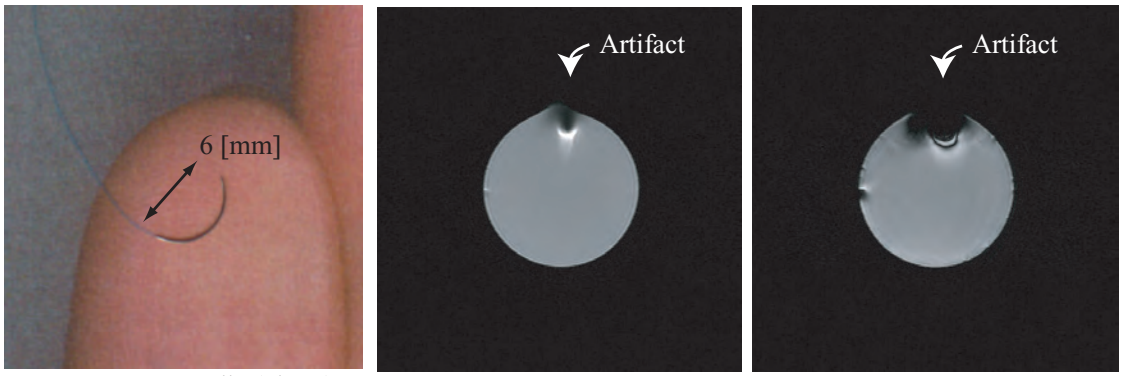
3.3.3.2　チタン合金

チタンパイプの SN 比減衰率を Table 3.5 に示し，水平配置の MR 画像を Fig.3.6，垂直配置の MR 画像を Fig.3.7 に示す．チタンパイプの高さを 20 [mm] 以上ファントムから離すと MR 画像への影響は目視では認められなかったため，ここでは，30 [mm]，40 [mm] 時の MR 画像の掲載は省略した．SN 比はどの条件でも基準画像と変わらない結果が得られたが，直置き状態 (0 [mm]) では，SE，GE ともにアーチファクトが生じ，10 [mm] の位置でも GE 画像ではアーチファクトが発生した．

3.3.4　考察

彎曲針の MR 画像では，SN 比の減衰は見られなかったが，SE,GE ともに大きなアーチファクトが発生した．ノイズの影響はないが，体積が小さくとも MRI の磁場空間を乱していることがアーチファクトが大きいことからわかる．なお，彎曲針はステンレス製で磁性を帯びてはいなかったが，MRI の磁場中では即座に磁化し力を受けていたことから MRI 診断領域内では用いることができないことがわかった．

チタンパイプの MR 撮像実験から，撮像方法が SE ならば患部からチタンパイプを 10 [mm] 以上離せれば利用できるといえる．GE を考慮にいれるならば患部から 20 [mm] 以上離せばチ



Surgery needle (photo)　SE　GE

Fig.3.5　MR images of surgery needle

Table.3.5　SNR damping rate of titanium alloy

		Distance from the surface of phantom [mm]				
		0	10	20	30	40
Horizon	SE	-1.3	-1.2	-0.5	-0.5	-0.5
	GE	-0.2	1.0	0.4	0.5	2.2
Vertical	SE	0.4	-0.8	-0.5	-0.8	-0.3
	GE	-0.9	-2.6	-3.0	-1.4	-4.6

タンパイプを利用できる．これらは，定性的評価であり，具体的にどこから影響が無視できるかということは今回の実験からは判断できない．一般に，材料形状，寸法，材質と MRI 自体の個体差，同じ MRI でも周囲の状況の違いなどによって，微妙に撮像結果が異なるため，定

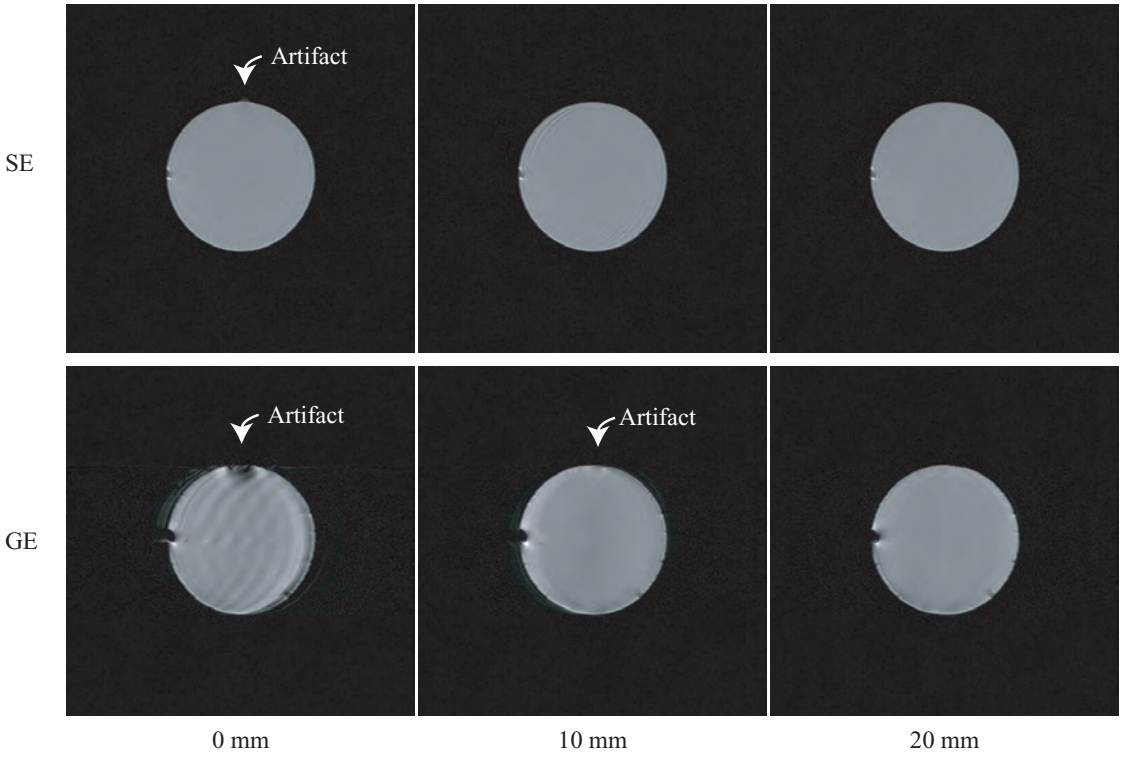


Fig.3.6　MR images of titanium alloy in a horizontal position

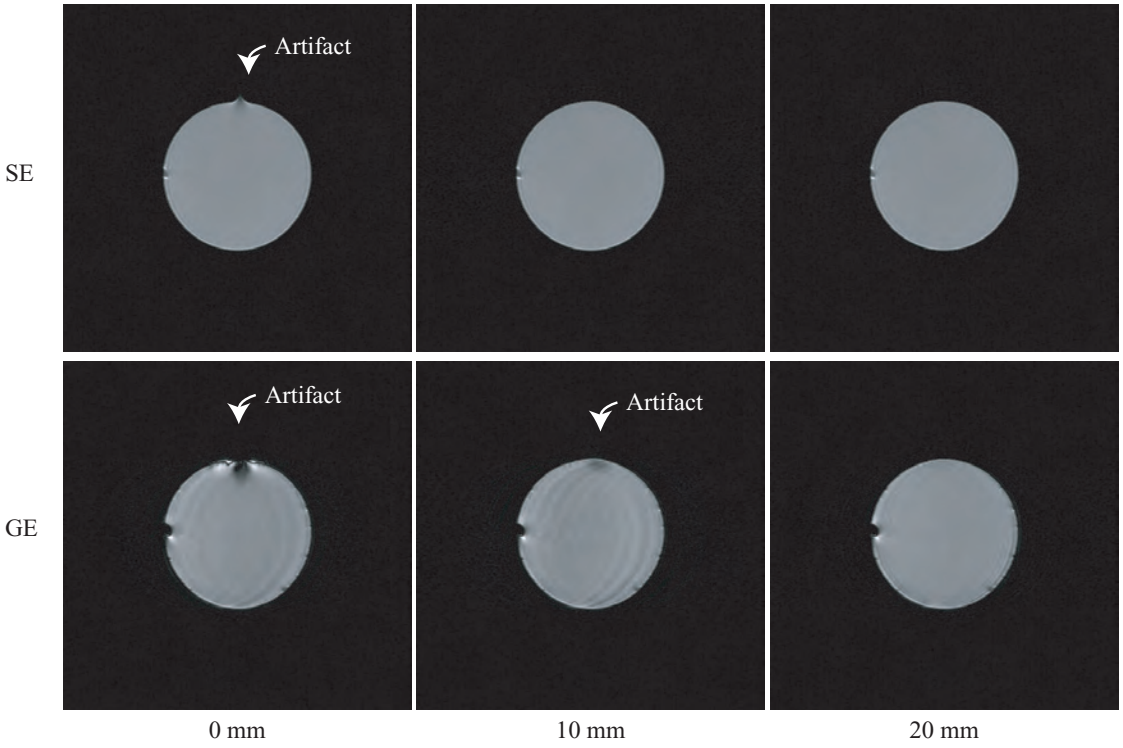


Fig.3.7　MR images of titanium alloy in a vertical position

量的評価を導くことは困難である．よって，上記定性的評価を一つの基準として設計を行い，実機を用いてその影響を確認することが必要となる．よって，

- チタンは患部付近で利用できるが，MR 画像を撮像する際は，チタン製術具を注視したい領域から 20 [mm] 以上離して利用すべきである．
- 彎曲針のような体積の小さいものでも磁化率の大きい物体は MR 画像への影響は大きい．
- 強い磁力を受ける彎曲針は，MR 適合性以前に，MR 安全性の観点からも MRI の磁場中で用いることはできず，磁化率の低い彎曲針を製作する必要がある．

という設計，運用指針が得られた．

3.4　超音波モータの配置位置検討

3.4.1　目的

マニピュレータを駆動するアクチュエータとして，通常は電磁力を利用して力を発生させるサーボモータを用いるが，この方式は磁場への影響が強いため，MR 適合性を有していない．そこで本システムでは，圧電セラミックの電歪効果を利用して駆動力を発生させる超音波モータを用いる．超音波モータは高い電圧を必要とするが，電流量は微量であるため MRI へのノイズの影響は少ないと考える．MR 適合性を確保するために，軸心やケースの材質等は，モータケースをアルミニウムに，軸心やネジ類を黄銅といった非磁性金属を用いた非磁性環境対応版の超音波モータを用いる．しかし，超音波モータが使用する電流は微量であるが電気エネルギーを用いるため，MRI に全く影響がないわけではない．そこで，超音波モータが MRI に影響を与える条件を MRI の中心からの距離をパラメータとして検証する．

3.4.2　方法

MRI 環境下での手術を考えた場合，アクチュエータを配置できるスペースは，患者の体と MRI 撮像領域の天井の間か，手術台天板の脇のスペースである．多自由度のマニピュレータを開発することを考慮すると，患者の体の上に多数のアクチュエータを配置することは，安全性や空間占有率を考えると現実的でない．本研究では，MRI ガントリの中で手術台天板の横になるスペースに超音波モータを配置することを考える．そこで，Fig.3.8 に示すように，撮像中心に座標系を設定すると，手術台天板を避けるために MRI 撮像領域の中心位置から x 軸方向に 480 [mm] ずらした位置で，y 軸方向の距離を変えて超音波モータを動かしながら MRI により撮像を行った．この時の MR 画像のゆがみや SN 比の変化を比較し，MRI 画像に影響を

与えない超音波モータの設置位置を調べる．

超音波モータを駆動するための電流量は微量であるため MRI へのノイズの影響は少ないと考えられるが，MRI の誘導磁場により超音波モータのケーブルがローレンツ力を受けてケーブルが動く危険性がある．そこで，まずは超音波モータを MRI ガントリの縁に配置し，そこから序々に中心に向けて近づけていき，明らかな MR 画像の乱れが生じた位置で実験を終了することとし，超音波モータのケーブルが MRI ガントリ内に入る距離をできるだけ短くした．

なお，超音波モータのドライバは MRI シールドルームの外に配置している．ドライバ内部から高周波ノイズが発生しない様に回路のグランド線を見直し，トランスや電源からのノイズがケーブルに混入しないように対策している．

使用した超音波モータの概略仕様を Table 3.6 にまとめ [74]，実験の様子を Fig.3.9 に示す．超音波モータは後述する駆動力伝達機構にとりつけ，実際の利用を想定した状態で駆動した．駆動力伝達機構とは，直方体の端に 7 つの超音波モータが取り付けてあり，もう一方の端のギヤまでベルトによって動力を伝達する機構である．実験の際は，MRI の撮像中心に一番近い超音波モータを 1 台だけ駆動した．超音波モータの駆動電圧は 1.2 [V] で一定で，撮像中，連続運転した．超音波モータの配置位置ごとに MR 画像を 5 回取得し，配置位置を変更するごとに超音波モータを冷却するためにインターバルをとって実験を行った．撮像条件は，Table 3.1 と同じで SE 画像の SN 比と MR 画像を取得し，モータ MRI ガントリの縁に配置しただけの状態の MR 画像との差分画像算出し，ゆがみの検証を行った．

一方，使用する超音波モータおよび超音波モータに付属のエンコーダが，強磁場，高周波の MRI 環境から影響を受けないことを確認するために，光ファイバ式エンコーダ (MTL: MFS-25-1000) を用いて比較，評価実験を行った．光ファイバ式エンコーダは，エンコーダ本体から 10 [m] 離れた位置まで光ファイバによって信号を伝達してから光電変換を行うもので

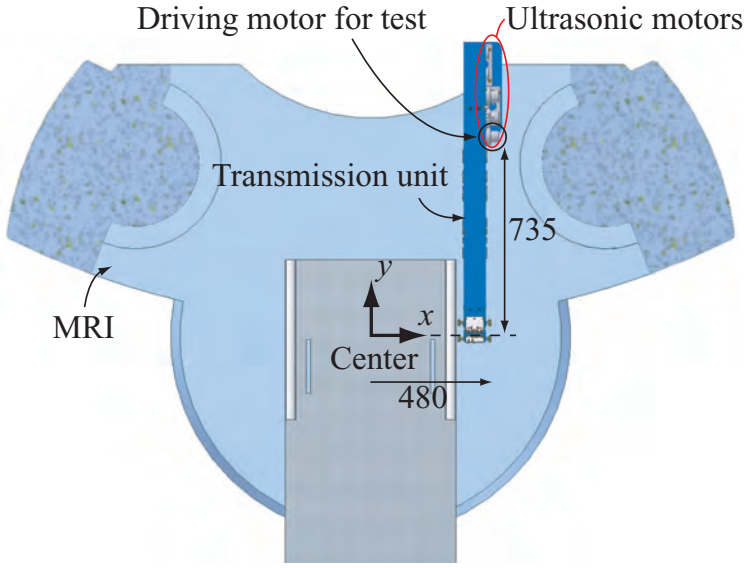


Fig.3.8　Overview of the experiment setup for MR-compatibility of ultrasonic motors (Top view)

あり，MRI シールドルーム外に光電変換部を配置した．これにより，光ファイバ式エンコーダ本体は電子部品を含まず，アルミニウムと真鍮を中心にした非磁性体で構成されているため，MRI からの影響を受けない．光ファイバ式エンコーダから読み取れる波形が，指令値と同様の波形であれば，超音波モータの制御が，MRI から影響を受けていないことがわかる．また，超音波モータ付属の電気式エンコーダの波形が，光ファイバ式エンコーダの波形と同様であれば，電気式エンコーダも MRI から影響を受けていないことがわかる．超音波モータとそのエンコーダ，および光ファイバ式エンコーダを取り付けた駆動伝達ユニットの要素試作機を用いて行った実験の様子を Fig.3.10 に示す．超音波モータの位置は，Fig.3.8 で示す $y = 750$[mm] の位置に配置している．この時，超音波モータを動かしながら，MRI により水ファントムを SE (Spin Echo) 方式で撮像した．指令値としては，超音波モータに周期 1 [s]，振幅 15 [deg] の正弦波を与え，二つのエンコーダの値を取得した．

Table.3.6　Specification of ultra sonic motor

項目	データ
メーカ	Shinsei corporation
型式	USR60-E3N
駆動周波数	40 [kHz]
駆動電圧	120 [Vrms]
定格トルク	0.5 [Nm] (5kgf-cm)
定格回転数	100 [rpm]
最大トルク	1.0 [Nm] (10kgf-cm)
保持トルク	1.0 [Nm] (10kgf-cm)
大きさ	67×67×52 [mm]
重量	315 [g]

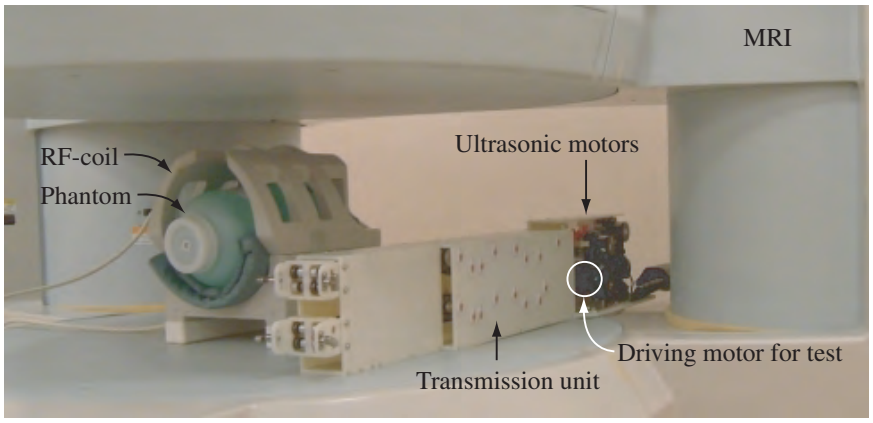


Fig.3.9　Overview of the experiment setup for MR-compatibility of ultrasonic motors (Photo)

3.4.3　結果

超音波モータの配置位置ごとに MR 画像を 5 回取得し，その平均値と最大値，最小値を Fig.3.11 に示す．基準画像として，超音波モータを MRI のガントリの縁に配置しモータを駆動していない時のデータ (y=735 [mm] : Power off) も取得している．また，そのときの平均値に一番ちかい SN 比の画像と，基準画像との差分画像を Fig.3.12 に示す．

MR 画像では，特にゆがみやアーチファクトはみられないが，中心からの距離が 400 [mm] となったとき，明らかな SN 比の低下が見られた．

超音波モータへの指令値と，光ファイバ式エンコーダから取得できる値，超音波モータ付属の電気式エンコーダの値をプロットしたものが，Fig.3.13 である．指令値に対し，駆動伝達ユニット内のタイミングベルトによる駆動力伝達時間と考えられる遅れを有して，ほぼ同じ波形

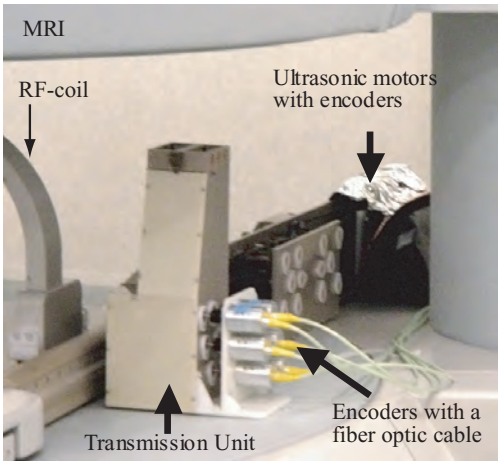


Fig.3.10　Overview of the experiment for MR-compatibility of encoders in MRI

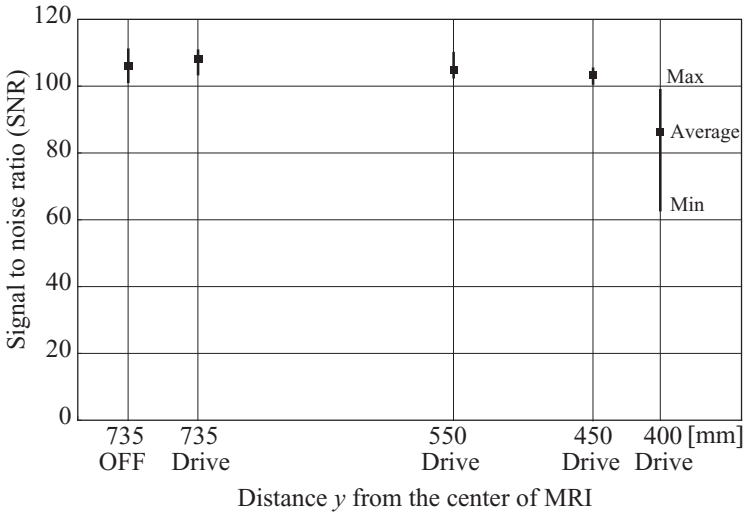


Fig.3.11　Distance from the center of MRI vs SNR

が光ファイバ式エンコーダから検出されている．これより MRI の強磁場高周波が超音波モータに影響を及ぼしていないことがわかる．同様に，電気式エンコーダの波形にもノイズの影響が見られないことから，MRI 環境に適応していることがわかる．これより本マニピュレータは，MRI から影響を受けずに正確な動作を実現できることを確認した．なお，基準画像とモータ動作時および，それらの差分の絶対値画像を Fig.3.14 に示す．画像に歪み等は生じず，マニピュレータが MRI に対して，特に影響を及ぼしていないことがわかる．

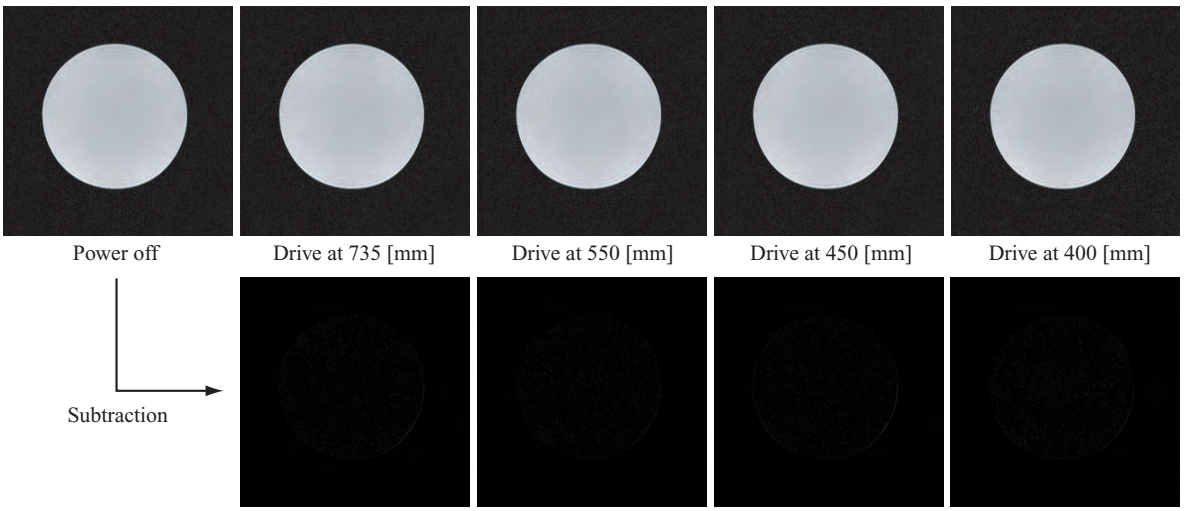


Fig.3.12　MR images of experiments (distance vs SNR)

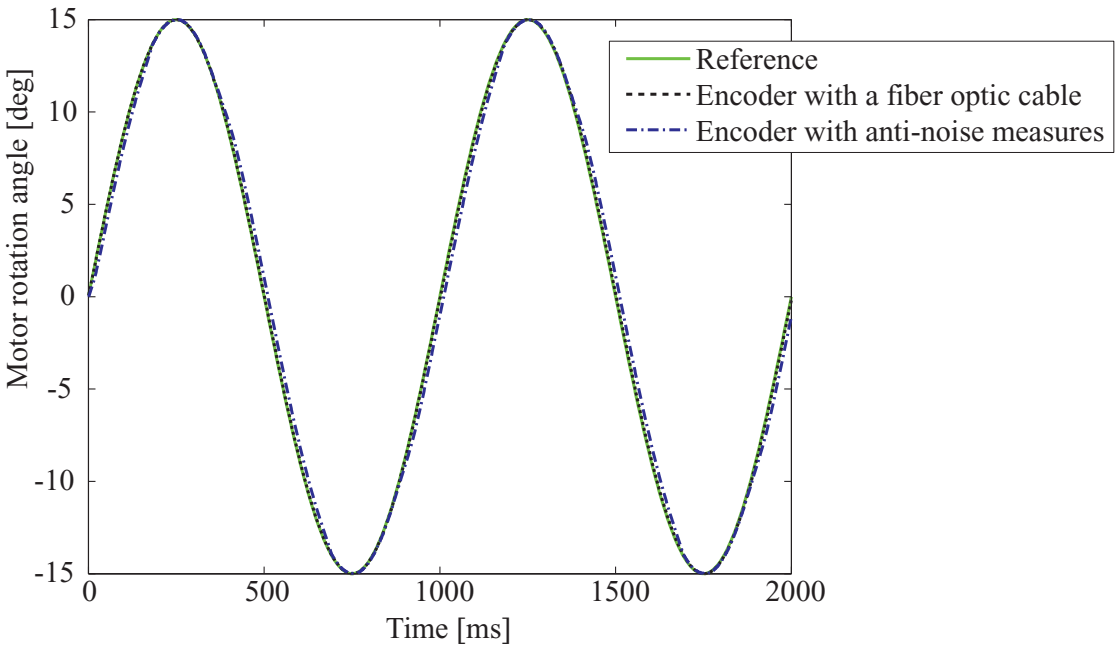


Fig.3.13　Experiment of encoders in MRI

3.4.4　考察

上記実験より，中心からの距離が 400 [mm] となったとき，明らかな SN 比の低下が見られることがわかった．超音波モータ配置距離を中心から 450 [mm] 以上離せば，基準画像と区別がつかないほど MR 画像への影響が少ないといえる．しかし他の手術機器や生体の影響等を考慮し，できるだけ超音波モータを撮像中心から離すことで MR 画像への影響を小さくできると考えられる．本システムでは，600 [mm] 以上距離を離して超音波モータを配置することを運用指針とした．

3.5　超音波モータの制御

3.5.1　目的

超音波モータは，トルクを求めると低速度回転ができない．本研究で用いた超音波モータは 0.5 [Nm] の出力トルクを有するが，カタログ的には 10 [rpm] 以下の速度は出すことができない．しかし，この性質はサーボ制御を実現するには不十分である．本研究では，多数の超音波モータを用いてマスタ・スレーブマニピュレータを実現することを目的としているため，超音波モータのサーボ制御は不可欠である．そこで，超音波モータ低速度回転の実現を目的とする．

Fig.3.15 は，使用する超音波モータのカタログを基に書き起こしたコマンドと出力のタイミングチャートである [74]．サーボ制御を行う際に特に問題となる点は，正逆転のコマンドを実行するためには，その間に 10 [ms] 以上のインターバルを置かねばならないということである．特に負荷がかかっている際にこれを守らずに正逆転を実施すると，超音波モータのドライバは，モータロードオーバーとしてアラームを発し出力を停止する．この現象が発生しないようにしながら，サーボループの中で超音波モータを制御する必要がある．

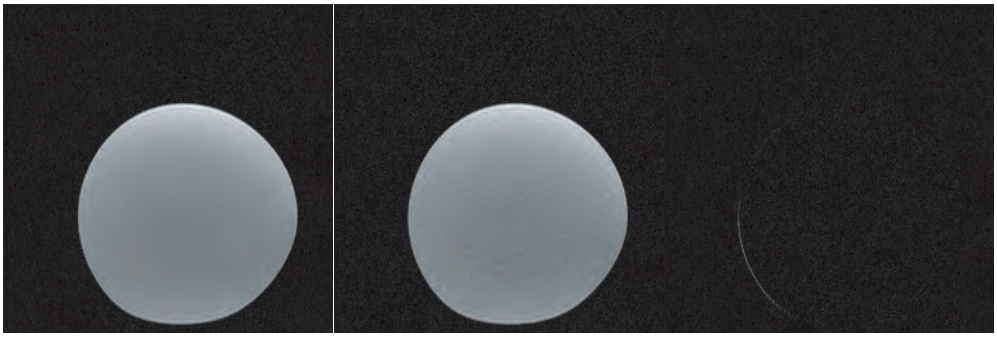


Fig.3.14　MR-images (Left: Criterion, Center: Actuated, Right: Subtraction)

3.5.2 方法

使用する超音波モータとドライバ，コントローラの関係を Fig.3.16 に示す．使用するドライバ (新生工業：D6060E) は，モータ内臓のエンコーダ信号を用いて速度コントロールを行う．このドライバに対して，外部から指令電圧を与えてフィードバックコントロールを行う．超音波モータは，基本的に電圧に回転速度が比例するが，Fig.3.17 に示すように低速では一定速度以下の速度を出力することができない [74]．そこで，低速では，PWM 的に電圧出力の On/Off を繰り返して低速出力を出すこととした．これらの制御をサンプリングタイム 1 [ms] で行う．

一方，Fig.3.15 で述べたように，正逆転のコマンドを出力する際は，10 [ms] 以上のインターバルをあけることといった仕様がある．これは，モータの軸に押し付けているセラミックへの負荷を軽減し，磨耗することを防ぐためのものである．そのためモータが過負荷状態になると，ドライバはモータを停止させる仕様となっており，10 [ms] という値そのものに意味があるわけではないことがわかった．そこで，本システムを用いて様々な状況で正逆転を繰り返し，最低限必要なインターバル間隔を計測した．これを各関節に対応するモータごとに実験を行った．

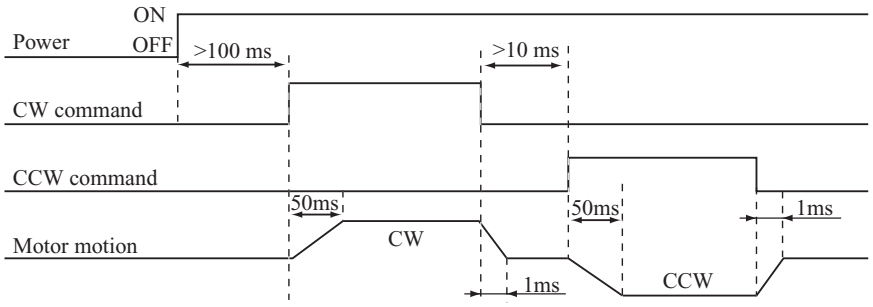


Fig.3.15　Command procedure for USM

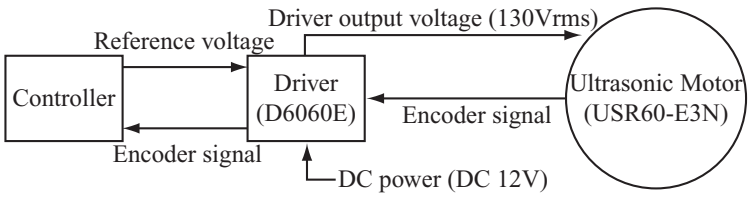


Fig.3.16　Block diagram of USM controller

3.5.3　結果

まず，通常のカタログ動作範囲内で超音波モータを駆動した際の時間と回転位置のグラフを Fig.3.18 に示す．指令値として，グラフの右縦軸に記載の速度でモータを動かす位置の指令値を 10 [ms] ごとに入力し，グラフ出力も 10 [ms] ごとに行った．グラフの直線性より，エンコーダを用いたフィードバックコントロールが正常に働いていることがわかる．

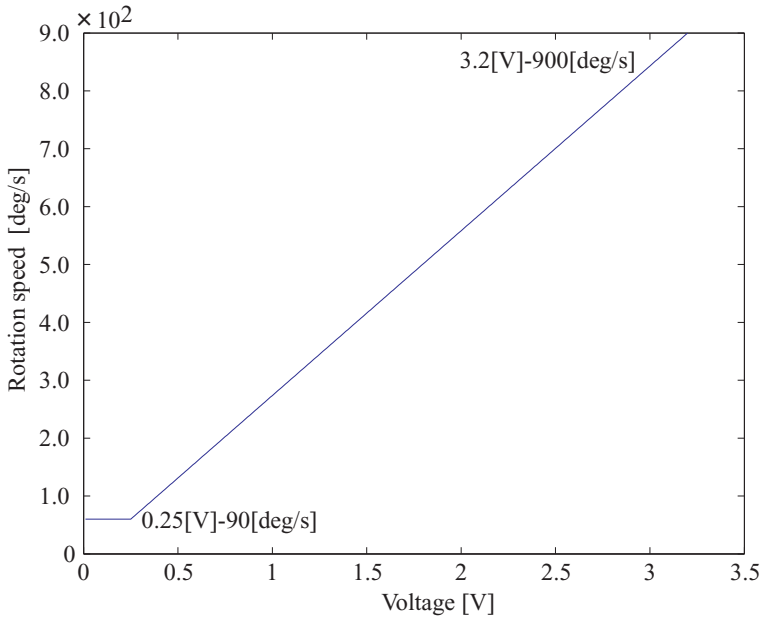


Fig.3.17　Voltage vs Velocity of USM

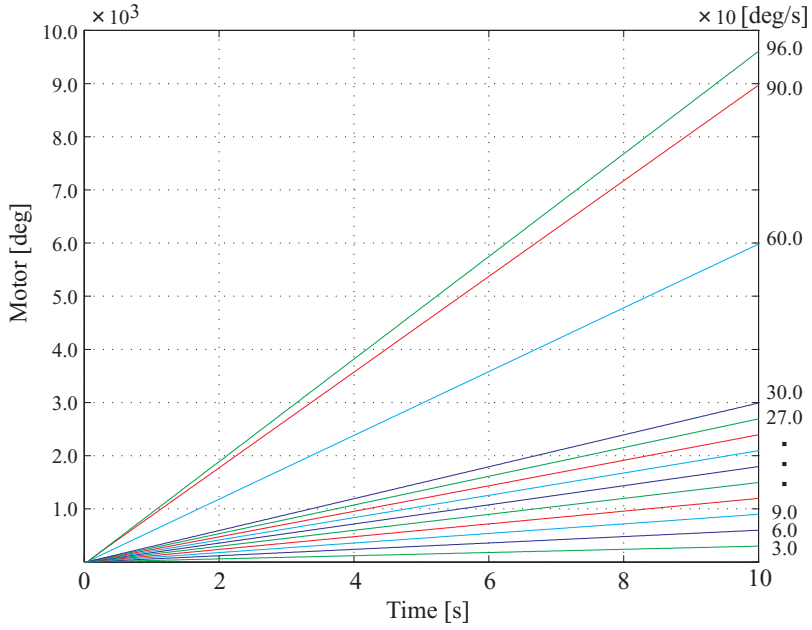


Fig.3.18　Normal angular velocity of USM

次に，通常は回転させることができない 30 [deg/s] 以下の角速度で回転させるための位置の指令値を 10 [ms] ごとに入力し，そのときのエンコーダから読み取れた超音波モータの回転位置をプロットしたものを Fig.3.19 に示す．詳細を調べるために，入力および出力のサンプリングタイムを 1.0 [ms] にし，30 [deg/s] 時の指令値とエンコーダによる計測値と出力指令電圧をプロットしたグラフを Fig.3.20 に示す．

また，Fig.3.21 は指令値として正弦波を与えたときの出力指令電圧をプロットしたものである．正弦波のピーク前後で，PWM 的に出力信号を与えつつ，高回転速度では滑らかな電圧

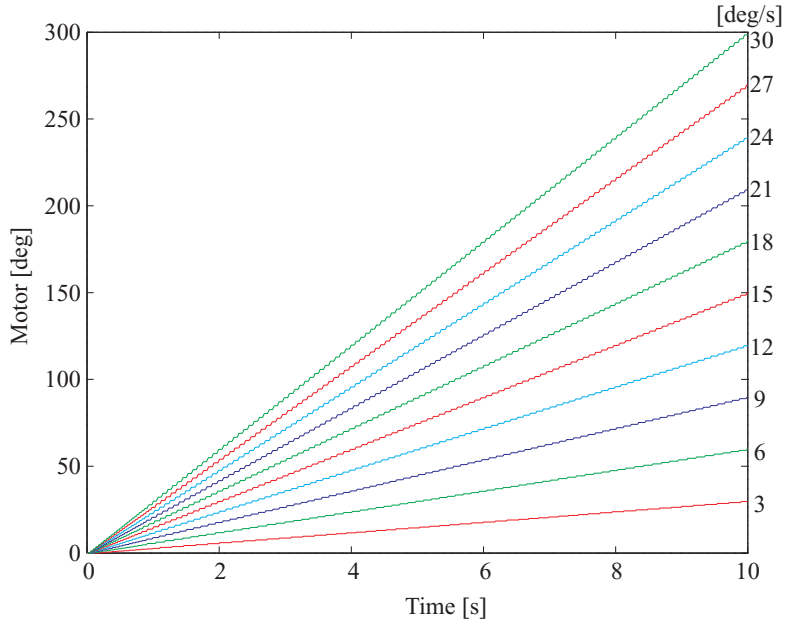


Fig.3.19　Low angular velocity of USM

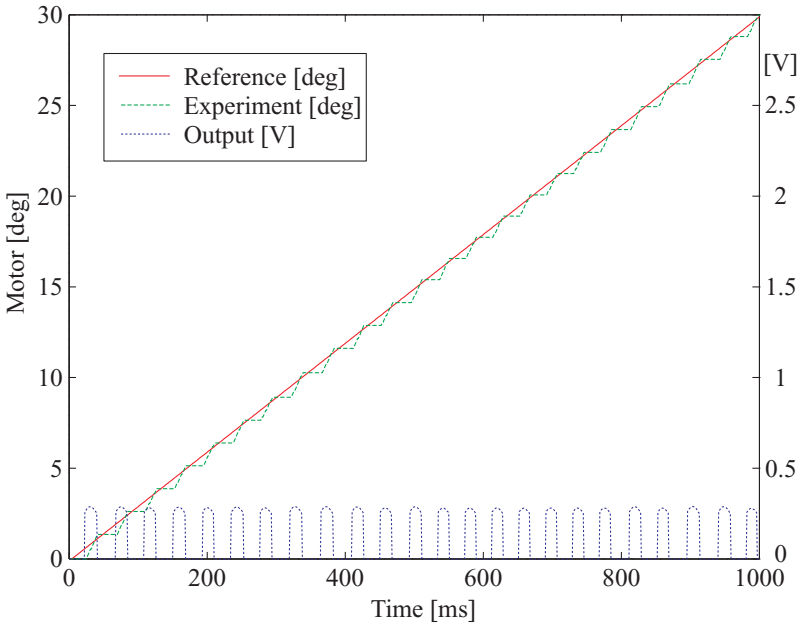


Fig.3.20　Angular velocity and output voltage

出力を行っており，シームレスな切り替えができることを示している．なお，詳しい説明は，4.2.3 節で述べるが，制御プログラムは 4 層の階層構造となっており，各層は独自のサンプリングタイムを持っている．通常は，入出力をつかさどる層のサンプリングタイムは 10 [ms] としており，モータのフィードバックループをつかさどる層は 1.0 [ms] で回っている．これは，入出力を 10 [ms] とするのは，ログの容量を抑えるためと，マスタ・スレーブによる入力スピードが 10 [ms] で充分であるからである．短時間であればログの容量を気にする必要がなく，入出力の層も 1.0 [ms] で動かすことができる．

正逆転時に設定しなければならないインターバルの間隔は，モータ固有の性質および関節ごとに負荷が異なるといったことから，モータごとに異なるが，どれも 3〜5 [ms] のインターバルを設定すれば，過負荷によるモータ停止という問題は発生しなかった．あらかじめこれらの値を測定し，プログラムに設定することにより，正逆転時に高い応答性を実現できる．

3.5.4　考察

Fig.3.19 からわかるように，本手法を用いることにより 30 [deg/s] 以下の低回転速度でも超音波モータを駆動できることを確認した．細かく見ると階段状のステップになっているが，使用に対して問題はない．Fig.3.20 から分かるように，指令電圧は，PWM 的にに On/Off を繰り返して入力しており，高速回転時から低速回転時，およびその逆の場合もシームレースに切り替えることができる．これらは，サンプリングタイムを 1 [ms] と高速にまわすことにより実現できている．これにより低速での回転も実現でき，サーボ制御を行うことができるようになった．この制御方式を用いて，次章以降で述べるマニピュレータを制御している．

なお本実験では，正逆転時のインターバル時間をマニピュレータを駆動して実験的に求めた

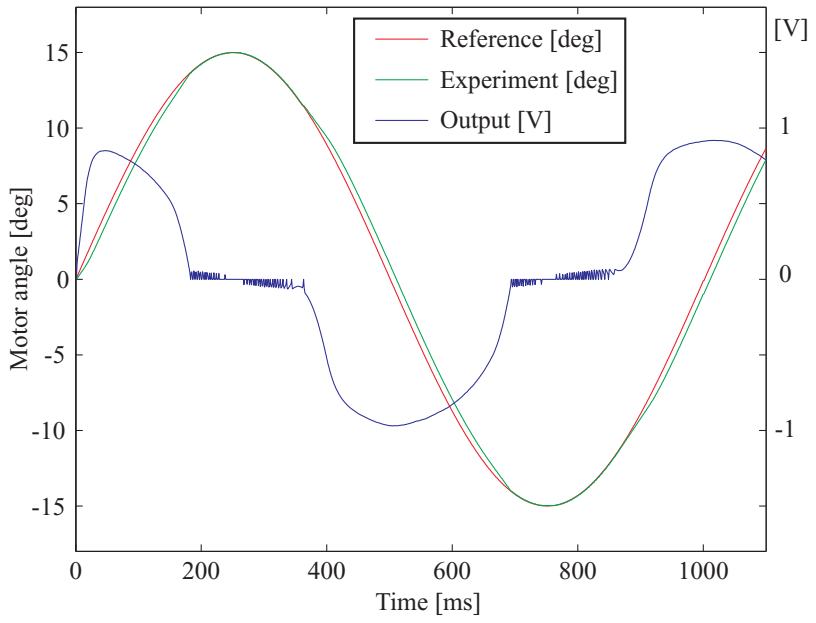


Fig.3.21　Reference of sin wave and output voltage

が，回転速度と負荷トルクの関係を定量的に調べることで，より高速な応答性を実現できると考える．

3.6　小括

本章では，MRI 撮像中も多自由度のマニピュレータを動かすために，MRI の撮像領域内での使用を想定しているチタン合金や彎曲針の MRI 適合性を実験により検証した．次に，超音波モータを MRI 撮像中心からどの程度離して利用すれば MR 画像に影響がないかを調べ，最後に超音波モータをサーボ制御するために必要な超音波モータの性能を調べた．これらのことより，以下の結論が得られた．

1. チタン合金は MRI 撮像中心の患部付近で利用できるが，患部の正確な情報を知りたい時は，患部からチタン術具を 20 [mm] 以上離して MRI を撮像する必要がある．
2. 彎曲針のような体積の小さいものでも磁化率の大きい物体は MR 画像への影響は大きいため，MRI 環境に適応した磁化率の低い彎曲針を製作する必要がある．
3. 超音波モータ配置距離を中心から 450 [mm] 以上離せば，基準画像と区別がつかないほど MR 画像への影響が少ない．本システムでは余裕を設け，中心から 600 [mm] 以上離して超音波モータを配置することを設計指針とした．
4. MRI から超音波モータやエンコーダへの影響は，MRI の撮像中心から 750 [mm] 離せば影響がないことがわかった．
5. 超音波モータは，サンプリングタイム 1 [ms] で制御することにより 3 [deg/s] といった低回転速度でも動作をさせることができ，サーボ制御に利用できることを確認した．

第 4 章

小型手術支援マニピュレータとその動力伝達技術

4.1 はじめに

多自由度のマニピュレータを狭隘空間である MRI の撮像領域内に多数配置し，治療範囲を拡大しつつ，ナビゲーション機能により安全，正確な手術を行う．これを実現するために，第 3 章では，MRI 環境対応技術について述べた．本章では，これを用いてマニピュレータを MRI 環境下に対応させつつ小型化する設計指針を示し，小型手術支援マニピュレータを開発する．小型化と MRI 環境対応を実現させるために，マニピュレータ機構とアクチュエータを分離し，マニピュレータの関節に動力を伝達する新たな伝達機構とその制御方法について提案し，実装，評価する．第 2 章で述べたように，このマニピュレータは穿刺支援から通常の内視鏡手術や，MR 画像誘導下での臓器裏側を意識した内視鏡手術まで適用できることを目指し，分解・組み立て可能なモジュール化構造とした．

4.2 小型手術支援マニピュレータ

4.2.1 要求仕様とその解決手段

4.2.1.1 MRI 環境対応

マニピュレータは MRI ガントリ内部に配置されるため，MRI から発せられる強力な磁場と高出力の電磁波の中で動作しなければならない．また，MRI の作る磁場をマニピュレータが乱すと，MR 画像に悪影響を与えるため，できるだけ MRI の作る磁場を乱さないようにする必要がある．

そこで，3.3 節での検討結果から，MRI の撮像中心に近い部分では，構造体としてエンジニアリングプラスチックである PEEK® と，チタン合金を用いることにした．なお，撮像領域外

に位置する部分では，一部真鍮も用いる．撮像領域内で真鍮を用いるとアーチファクトの原因となることがあるが，撮像中心から 300 [mm] 程度離れている場所では特に影響を受けることはなかった．ベアリングは，内外輪がチタンでボールがセラミックのチタンベアリング (NSK) を用いた．アクチュエータは，3.4 節にて述べたように超音波モータ (新生工業：USR-60E3N 非磁性タイプ) を MRI ガントリ中心部から 450 [mm] 以上離して使用する．Fig.4.1 に示すように，本システムでは余裕を設けて MRI ガントリ中心部から約 750 [mm] の位置に超音波モータを配置した．動力を超音波モータから駆動伝達ユニット内でタイミングベルトによって伝達し，ガントリ中心付近の手術台脇から 4.3 節，4.4 節にて述べる動力伝達手法によって，マニピュレータの関節を駆動する．エンコーダは 3.4 節で述べた超音波モータと一体型の電気式エンコーダを用いた．文献 [75] に記載のノイズ対策を基本とし，MRI 室内外のノイズを遮断するためのラインフィルタを取り付けた上，ラインドライバにより MRI からのノイズの影響を受けにくくした．また，レーザ光の反射で ON/OFF を認識する光反射式センサ (KEYENCE: FU-38V) をリミットセンサとして利用し，光ファイバケーブルを経由して，MRI シールドルーム外で光信号を電気信号に変換して情報を検出した．

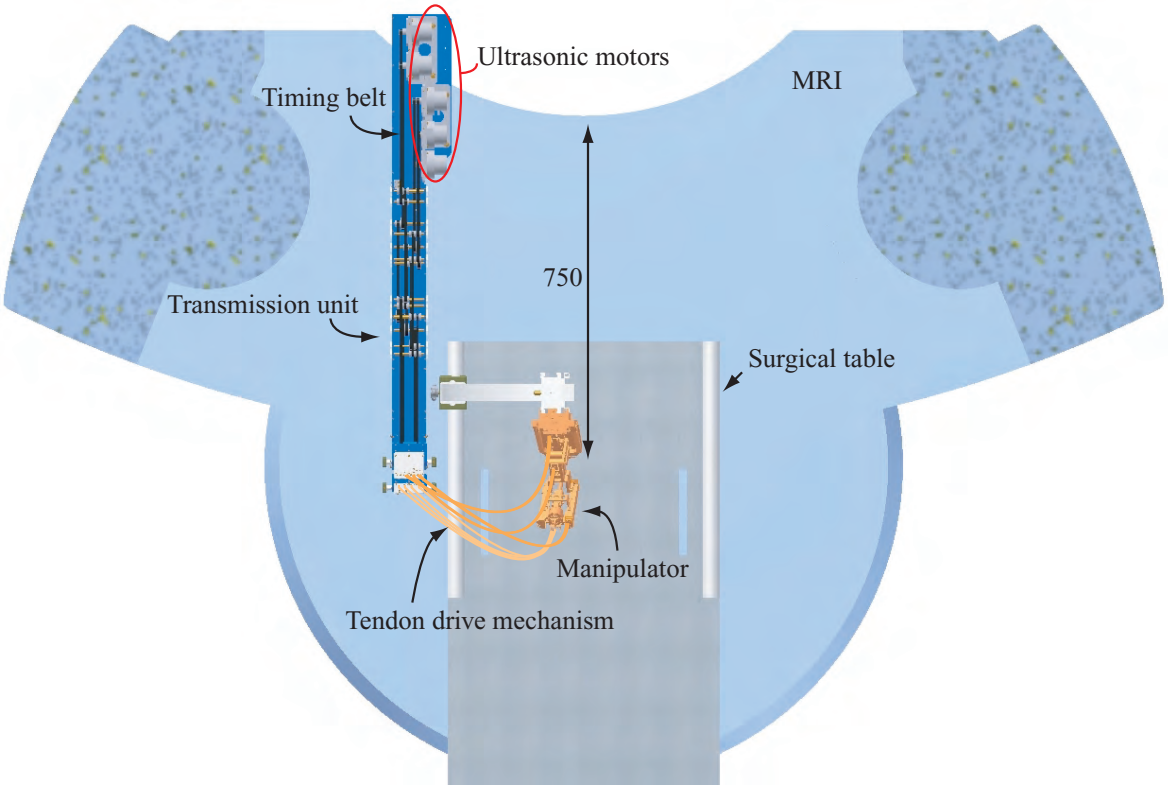


Fig.4.1　Relationship between MRI and manipulator

4.2.1.2 必要自由度

i) 術具保持マニピュレータ 術具を挿入するために体表上に開けた穴 (切開創) を刺入点と呼ぶが，術具挿入中はこの刺入点を動かすことはできない．刺入点を動かそうとすれば，体表に負荷がかかり切開創を広げてしまうからである．体外から体内のターゲットへ穿刺を行う場合，体表への刺入点とターゲットの位置関係によって針の位置姿勢は決定される．つまり，穿刺を行うための自由度は，穿刺針の軸心回転を考えなければ，体表刺入点位置決めの 3 自由度と，刺入点を中心としたピボット運動 2 自由度と，体内に挿入される穿刺針の長さによって決まるといえる．針の挿入は術者が手動で実行することを想定しているため，体内に挿入される穿刺針の長さ (直動) に関する自由度はマニピュレータには必要ない．

上記自由度構成は穿刺針に限ったことでなく，体内に挿入する直線状の剛体，例えば内視鏡なども同じである．このような自由度構成で術具を保持するマニピュレータを本研究では術具保持マニピュレータと呼び，穿刺針を保持すれば穿刺針保持マニピュレータ，内視鏡を保持すれば内視鏡保持マニピュレータと呼ぶことにする．

体表上の刺入点は一度設定して術具を体内に挿入してしまえば，動かすわけにはいかないため，これを設定する自由度は必ずしもアクチュエータを必要としない．ただし，一般的には術具および術具の姿勢を設定する機構が大きく重いため，アクチュエータによる補助がなければマニピュレータの設置が困難となり，アクチュエータを有するマニピュレータアームによって刺入点の位置決めをすることが多い．しかし，手術中に動かす必要がない関節は，術前のマニピュレータ設置時に手動で位置を決定すれば，小型化の観点からも安全性の観点からも有効である．術具の位置姿勢を定める機構を片手で持てる程度に小型軽量に製作できれば，刺入点位置設定のためにアクチュエータを用いずに，さらに小型で安全なマニピュレータとすることができる．また，MR 画像を用いた手術計画時に刺入点の位置を決定し，刺入点位置決め部の設置方法を事前に決定できれば，刺入点の位置決めに時間がかかることもない．そこで本研究では，刺入点の位置決め 3 自由度を，手動関節による位置決めとした．なお，手動関節の関節値は，MR 画像を用いた術前の計画においてターゲットと刺入点の位置を設定し，逆運動学を解くことに算出できることを第 5 章で提案している．

刺入点を中心としたピボット運動を実現するための 2 自由度は，平行リンクを用いた遠隔中心動作 (RCM: Remote Center of Motion) 機構を用いる．これにより，体表上の刺入点には，一切の機構を用いることなく，刺入点を中心としたピボット運動が実現できる．術具は機構的にかならずピボット点を通るため，体表状の刺入点とピボット点を一致させれば，たとえマニピュレータが暴走しても体表に負荷がかかることはない．

つまり，術具保持マニピュレータとして，

(1) ピボット点の位置を決めるための手動 3 自由度

(2) ピボット運動を実現するための RCM 機構による 2 自由度

(3) 術具を体内へ出し入れする直動 1 自由度

を実現する機構を提案した．Fig.4.2 a) に，術具保持マニピュレータの自由度構成を示す．なお，図中の関節を示す記号は，JIS B 0138-1980 による．

ii)　術具駆動マニピュレータ　　内視鏡手術で必要な把持・切開・吻合といった様々な手技を体内で行うためには，術具先端部で，位置姿勢の 6 自由度と術具開閉の 1 自由度を有する必要がある．術具保持マニピュレータにおいて述べたように，体表の刺入点を動かさずに先端の位置 3 自由度を決定するためには，刺入点での位置決め 3 自由度と，刺入点を中心としたピボット運動を実現する 2 自由度，術具を直動させ，体内に挿入される術具長さを決定する 1 自由度が必要である．この自由度構成に，独立した 3 自由度を付け加えることにより，先端での位置に加え，姿勢 3 自由度を定めることができる．術具保持マニピュレータに対し，術具軸の直動と術具軸の回転を行う機構を付加することにより，術具先端で独立した 2 自由度と開閉の 1 自由度を実現すれば位置姿勢 6 自由度の設定と把持を実現する．把持を必要としない穿刺針やレーザは，術具先端が軸心対称で，軸心の回転を必要としないので，屈曲 1 自由度の術具で先端位置姿勢を決定できる．なお，術具は対象とする術式やプロトコルによって異なり自由度も異なるため，容易に交換可能な構造とする必要がある．

つまり，内視鏡手術を実現するマニピュレータは，

(1) ピボット点の位置を決めるための手動 3 自由度

(2) ピボット運動を実現するための RCM 機構による 2 自由度

(3) 術具を体内へ出し入れする直動 1 自由度

(4) 術具軸心を回転させる 1 自由度

(5) 術具先端で開閉し，独立した屈曲 2 自由度

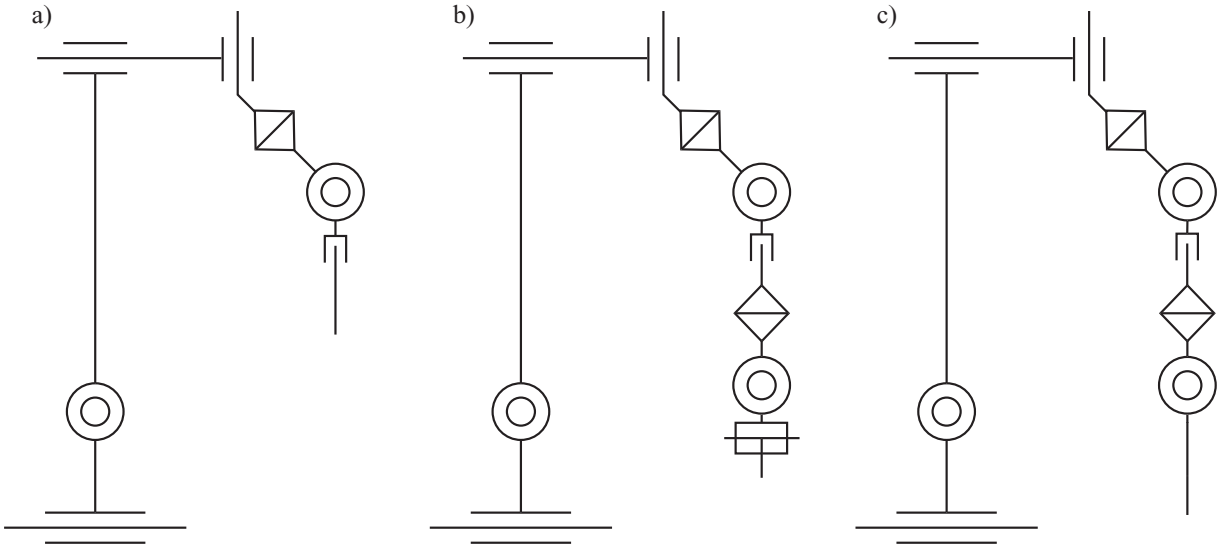


Fig.4.2　Degree-of-freedom framework (a: tool-hodling manipulator, b: tool-drive manipulator, c: needle-drive manipulator)

(5)’ 屈曲 1 自由度を有するレーザあるいは穿刺針

の自由度構成で実現可能である．(5) の術具を操作可能なマニピュレータを術具駆動マニピュレータ，(5)’ の屈曲穿刺針を操作可能なマニピュレータを屈曲穿刺針駆動マニピュレータ，レーザを操作可能なマニピュレータをレーザ駆動マニピュレータと呼ぶ．

術具駆動マニピュレータ，屈曲穿刺針駆動マニピュレータの自由度構成を Fig.4.2 b)，c) に示す．保持マニピュレータから術具駆動マニピュレータへの自由度構成の変化をまとめると Fig.4.3 のようになる．

4.2.1.3　空間的な制限と必要動作範囲

刺入点の位置とマニピュレータの許容サイズを，患者の体のサイズおよび MRI の開口部高さによる制限から決定する．文献 [76] から，青年群の臍位腹部厚径は，平均 179.3 [mm]（標準偏差 19.11 [mm]），高齢者群の臍位腹部厚径は，平均 215.5 [mm]（標準偏差 30.61 [mm]）ということがわかっている．また，内視鏡手術では，腹部に二酸化炭素を注入して作業空間を作る気腹を行うが，およそ 30 [mm] 体表が高くなることがわかっている．そこで，青年群と高齢者群の平均値 197 [mm] に，気腹による腹部厚み 30 [mm] を足し合わせ，手術台天板から高さ 227 [mm] の位置にピボット点を設定し，その上下 30 [mm] (つまり，212 [mm]〜242 [mm]) でピボット点高さを調整可能とした．さらに，in-vivo 実験で用いるミニブタの大きさを考慮し，ピボット点高さ 176 [mm] から 242 [mm] まで調整可能な位置決め機構を用意した．

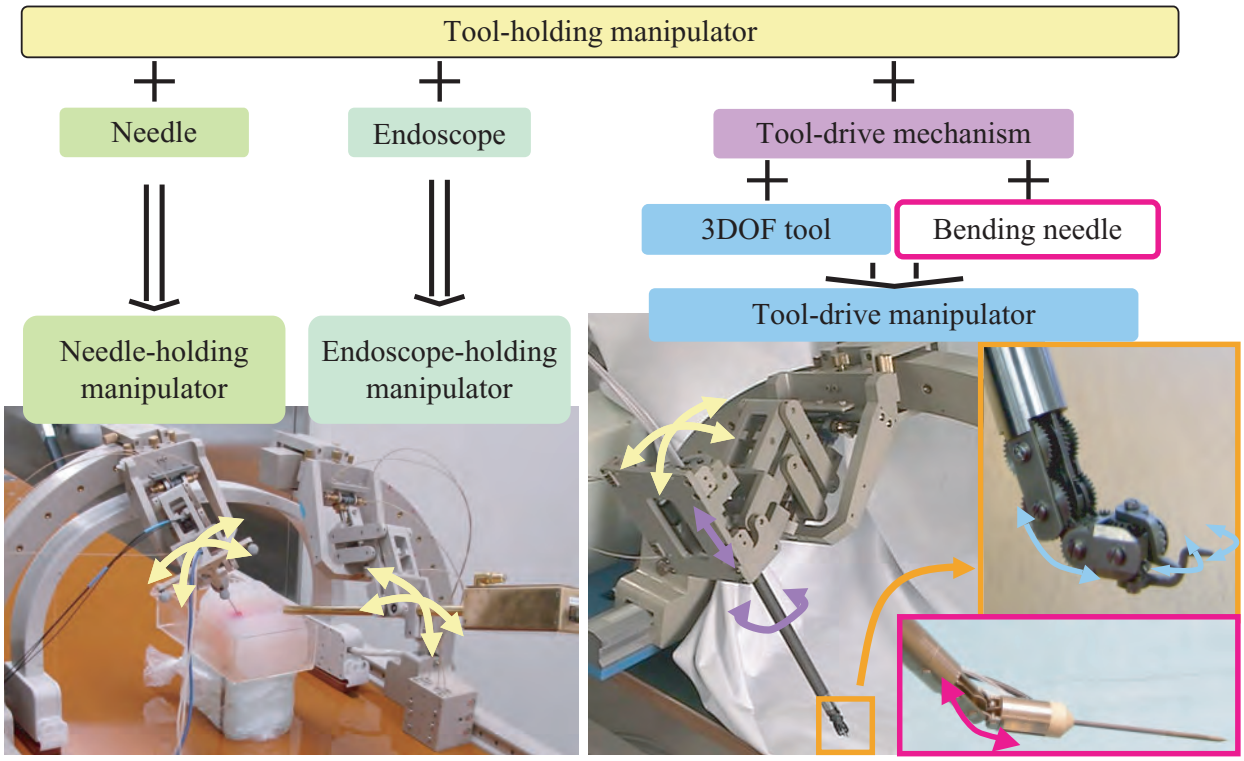


Fig.4.3　Extension from tool-holding manipulator to tool-drive manipulator

開放型 MRI (日立メディコ：AIRIS-II) の撮像領域開口部高さは 430 [mm] であり，手術台天板高さは 23 [mm] で腹部最大高さ 242 [mm] とすると，腹部から MRI 開口部天井までの間隔は 165 [mm] となる．

そこで, マニピュレータや後で述べる動力伝達機構の動作空間や安全性を考慮して, 15 [mm] 余裕を取り，高さ 150 [mm] でマニピュレータを開発することを目標とした．この 150 [mm] 以内に，前節で述べた自由度の機構を配置する．

体腔内での動作範囲について述べる．ターゲットとしている肝臓は，体内最大の臓器で，250 ×150 ×75 [mm] 程度の大きさで（三角形状），重さは 1.2 [kg] から 1.5 [kg] ということがわかっている．この臓器全体を一度に手術するのであれば，術具もこの臓器の大きさと同じ程度動かねばならないが，最大でも肝臓の 1/3 を切除という術式が術具を一番動かす手術であることがヒアリングの結果からわかった．そこで，術具駆動マニピュレータは，双腕 (2 台) での動作を想定しているため，双腕の動作範囲が重複するエリアが肝臓の約 1/3，双腕の動作範囲全体が肝臓全体，単体の動作範囲が肝臓の半分以上の大きさを，カバーするような術具先端の動作範囲を目標とする．術具駆動マニピュレータは，体表の刺入点をピボット点として動くため，術具の動作範囲は，必然的に円錐となる．円錐の頂角を 60 [deg] とすることにより，体内の術具長さと底面直径の長さは同じとなる．術具は容易に交換することができるので，動作させたい範囲にあわせて術具長さを交換する．本研究では，100 [mm]，150 [mm]，200 [mm] の術具長さを用意した．術具の直動範囲は，手術中の術具の動作を解析した結果および MRI の天井と患者の間のスペースを鑑みて 75 [mm] と設定した．

Fig.4.4 に開発した術具駆動マニピュレータの動作範囲とピボット設定可能域を示す．in-vivo 実験用の配置として，マニピュレータピボット位置の調整範囲は手術台天板表面 176 [mm] から 206 [mm] として図示している．術具長さは 150 [mm] として動作範囲を示している．

4.2.1.4 滅菌性

本マニピュレータは手術支援機器として利用するため，生体と接する部位は滅菌消毒ができなければならない．術具保持マニピュレータが保持する穿刺針や内視鏡は，市販のものを用いることにより滅菌が可能である．

術具駆動マニピュレータでは，新たに開発する術具機構が丸ごと滅菌できる必要がある．滅菌方法として 120 [°C] のオートクレーブ滅菌を想定し，生体適合性と MRI 適合性を考慮し，全てチタンで製作する．また術具を設置する際には，術具軸心が生体およびトロッカ以外のものと接することなくマニピュレータに装着可能とする．さらに，生体と接する清潔な部位とそれを保持する不潔な部位が接触する際には，その中間に滅菌可能で清潔なものを挟むことが望ましい．

4.2.1.5　目標精度と時間遅れ

マニピュレータの先端位置決め精度は，MRI の解像度と対称とする肝腫瘍の大きさ (10 [mm] 以上) から 3 [mm] とし，術具屈曲精度は術具の開閉に支障のない角度から 5 [deg] と設定した．マスタ・スレーブシステムにおいて支障なく操作できる最大の時間遅れは，文献 [77] より 330 [ms] であることがわかっている．当然，時間遅れが少なければ少ないほど操作性はよいので，マスタ・スレーブシステムにおける時間遅れとして上記値を参考に 200 [ms] を目標に設定した．そこで，スレーブマニピュレータ内での指令値入力から実際の動作までの時間遅れの目標値は，画像転送遅れ 30〜60 [ms] や，マスタからスレーブへの転送遅れ約 20 [ms] などが加算されることを考慮し，100 [ms] とした．これらの結果については，4.3 節，4.4 節にて述べる．

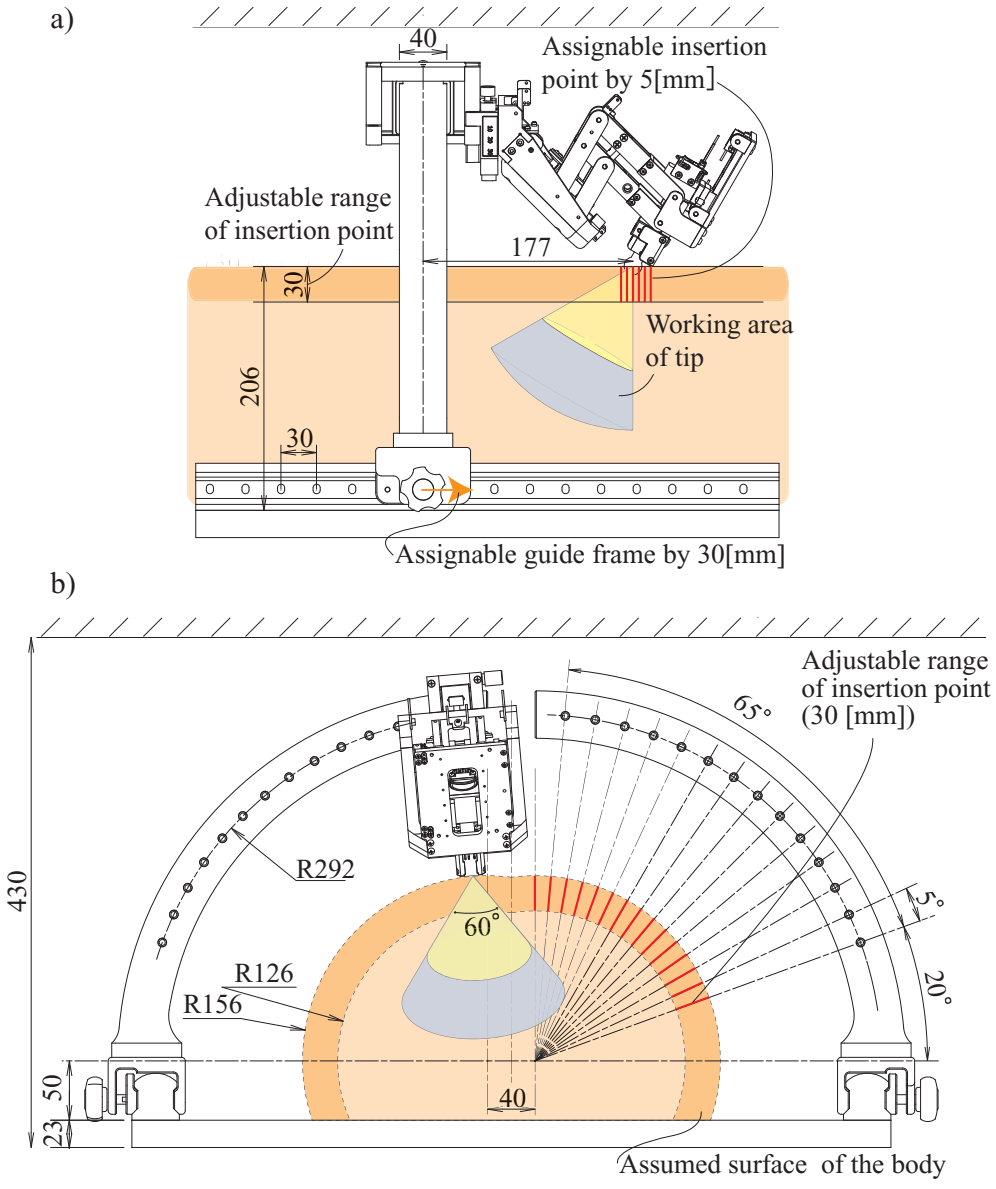


Fig.4.4　Working area of the tool-drive manipulator (a: side view, b: front view)

4.2.2　術具保持マニピュレータ

前節で提案した仕様に基づき開発した術具保持マニピュレータを Fig.4.5 に示す．赤色の矢印が手動関節で，黄色の矢印が超音波モータによって駆動される関節である．

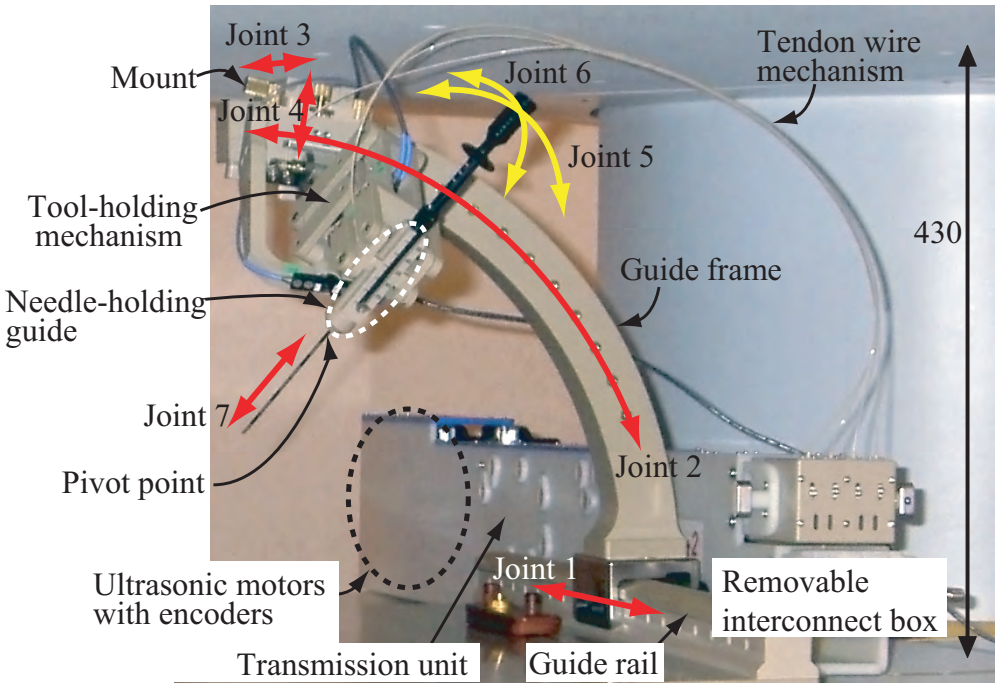


Fig.4.5　Tool-holding manipulator

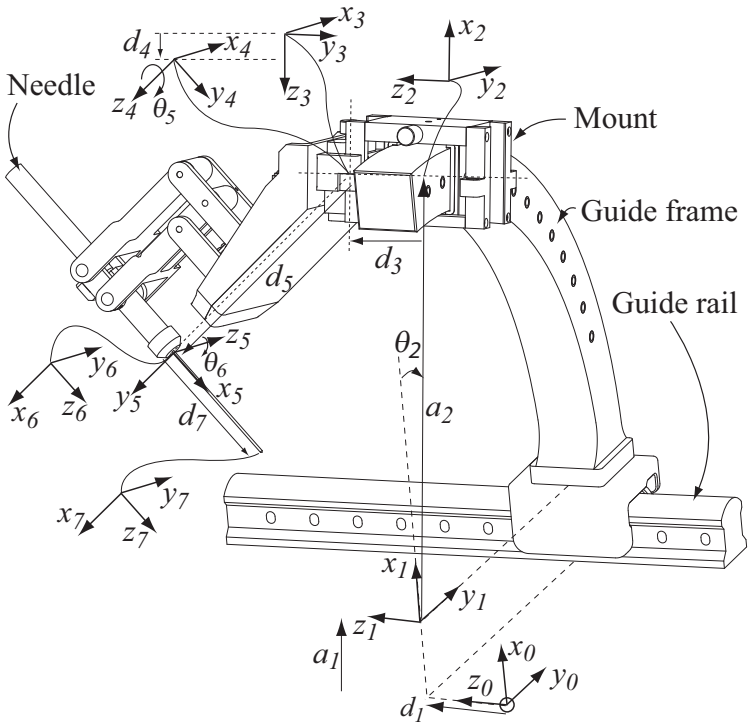


Fig.4.6　Link coordinate system of the manipulator

それぞれのモジュールおよび機構の構成について，名称を示した Fig.4.5 と，DH(Denavit-Hartenberg) 法 [78] に基づく各関節リンク座標系を示した Fig.4.6，および Table 4.1 に示した DH パラメータを参照しながら説明する．術具保持マニピュレータは，ガイドレール，ガイドフレーム，取り付け具，術具保持機構，穿刺針保持ガイドと，これに動力を伝達する駆動伝達ユニットから構成される．これらは全て容易に組み立て，分解可能なモジュール構造となっている．手術台天板上に配したガイドレールは，30 [mm] ごとにガイドフレームを固定できる．ガイドフレームは円弧形状で 5 [deg] ごとに取り付け具を固定できる．取り付け具は 3 種類のサイズがあり高さを変更できると共に水平に動く調整機構を持っている．術具をピボット運動させる術具保持機構は，取り付け具を介してガイドフレームに固定することができる．そこで，手術台天板上のガイドレールとガイドフレームの着脱部を手動関節 1，ガイドフレームとガイドフレーム上に取り付け可能な取り付け具との取り付け位置を手動関節 2，取り付け具の水平微調機構を手動関節 3，取り付け具と術具保持機構の着脱部を手動関節 4 とした．なお，関節 i により移動した箇所にリンク座標系 i の原点を設定している．術具保持機構は，平行リンクを用いた 2 自由度の RCM (Remote Center of Motion) 機構により，ピボット運動を実現する．手動関節 1 から 4 の値 (d_1，θ_2，d_3，d_4) を調節して，RCM が実現するピボット点を患者体表の刺入点に合わせる．手動関節の値は，術前に行われる手術計画において，ターゲットと刺入点を定めることにより算出でき，モジュールを組み合わせる際に設定する．関節 1，2，3 は Table 4.1 に示す間隔で離散的に開けられたネジ穴により位置を固定し，関節 4 は取り付け具とボールネジにより固定できる．関節 1，2，3 のネジ穴と関節 4 の取り付け具で粗位置決めをし，関節 4 のボールネジ部で体表の高さに合わせて微調整ができる．

術中は術具保持機構の駆動関節の 2 自由度 (θ_5，θ_6) を用いたピボット運動により針先の位置決めを行う．関節 5，6 を駆動するために，駆動伝達ユニットの後端に配置された超音波モータから，タイミングベルトにより MRI ガントリ中心付近まで動力を伝達し，さらに蛇管ワイヤ方式により動力を伝達する．蛇管ワイヤとは自転車のブレーキチューブのようなもので，本システムでは，PEEK® チューブの中にポリアリレート繊維を通す構成とした．術具保持機構が有する穿刺針保持ガイドに対し，術者が穿刺針を手動で直動させる部分を関節 7 とした．駆動関節にアクチュエータを配置しないため，患者体表上部に配置される術具保持機構の小型化

Table.4.1 DH-parameters of the manipulator

i	a_i	α_i	d_i	θ_i	Variable	Type of Joint
1	a_1	0	d_1	0	d_1	Manual (30[mm] intervals)
2	a_2	0	0	θ_2	θ_2	Manual (5 [deg] intervals)
3	0	$-\frac{\pi}{2}$	d_3	$\frac{\pi}{2}$	d_3	Manual (25[mm] range of movement, 5[mm] intervals)
4	0	$\frac{\pi}{4}$	d_4	0	d_4	Manual (15[mm] intervals and 30[mm] liner movement)
5	0	$\frac{\pi}{2}$	d_5	θ_5	θ_5	Actuated (60[deg] range of movement)
6	0	$\frac{\pi}{2}$	0	θ_6	θ_6	Actuated (60[deg] range of movement)
7	0	0	d_7	0	d_7	Manual

が実現できた．術具保持機構は蛇管ワイヤにより中継ボックスとつながっており，中継ボックスと駆動伝達ユニットは，容易に着脱が可能である．なお，蛇管ワイヤ機構の詳細，およびその制御方法については，4.3 節で述べる．

上記のようにマニピュレータ機構とアクチュエータを分割し，モジュールごとに分離できる構造としたことにより，Table 4.2 に示すように一番重い駆動伝達ユニットでも，7.2 [kg] であり，一人で容易に運ぶことができる．

4.2.3　術具駆動マニピュレータ

内視鏡手術で必要な把持・切開・吻合といった様々な手技を行うマニピュレータとして，4.2.1 節で提案した仕様に基づき開発した術具駆動マニピュレータを Fig.4.7 に示し，要求仕様およびそれに対する設計値を Table 4.3 にまとめる．関節 5, 6 に関しては術具保持マニピュレータの仕様と同じである．術具駆動マニピュレータの機構構成について運動学の観点から説明した後，術具保持マニピュレータに追加した術具機構および術具を装着可能な術具駆動部等について以下に述べる．

4.2.3.1　運動学・逆運動学

開発した術具駆動マニピュレータは，運動学的な自由度で考えると，ピボッド位置決め関節が 4 関節，術具駆動のための駆動関節が 7 関節，合わせて冗長 11 自由度のマニピュレータと言える．さらに，運動学的には数えられないが，術具先端に術具の開閉を行う自由度を有して

Table.4.2　Weight of manipulator modules

Modules	Weight [kg]
Transmission unit	7.2
Guide frame	1.6
Manipulator & Removable interconnect box	1.1

Table.4.3　Specification of tool-drive manipulator

	Velocity		Force [N]		Resolution		Working area
	Request	Design	Request	Design	Request	Design	Design
Joint 5, 6	50 [mm/s]	70 [mm/s]	5	5	0.1 [mm]	0.01 [mm]	Apex angle:60[deg]
Joint 7	50 [mm/s]	52 [mm/s]	5	15	0.1 [mm]	0.01 [mm]	50 [mm]
Joint 8	180 [deg/s]	300 [deg/s]	5	10	0.1 [deg]	0.05 [deg]	±175 [deg]
Bending joint	180 [deg/s]	540 [deg/s]	5	10	0.1 [deg]	0.08 [deg]	±120 [deg]
Gripper A B	180 [deg/s]	300 [deg/s]	5	8	0.1 [deg]	0.05 [deg]	±90 [deg]

いる．

運動学的には冗長な自由度であるが，術前の動作自由度と，術中の動作自由度を切り分けて駆動することにより，冗長自由度の逆運動学を解くという問題を回避している．各関節情報について Table 4.4 に示す．術前の手術計画では，患者体内へ術具を挿入する位置を定め，その位置に，術具駆動マニピュレータのピボッド位置が配置されるように，各手動関節 1〜4 の値が算出される．術前の手術計画によって算出された関節値に従って，関節 1〜4 を手動にて設定する．術中における術具駆動時は，関節 5〜11 を用いて，術具先端の位置姿勢を決定する．本節では，術具先端駆動のための運動学について解く．

術具駆動マニピュレータをリンクと関節のみで簡略化して表記すると Fig.4.8 となる．Denabit-Hartenberg 法 [78] に従い，Fig.4.8，Table 4.5 のようにマニピュレータに各リンクフレーム（座標系）およびリンクパラメータを配置する．各関節値は，d_1，θ_2，d_3，d_4，θ_5，θ_6，d_7，θ_8, θ_9，θ_{10}，θ_{11} であり，正負はそれぞれのフレームでの z 軸方向による．関節 1，2 部が，術具駆動マニピュレータの見た目と大きく異なるが，これは，ガイドレールにガイドフレームを取り付ける部分を関節 1，ガイドフレーム上に術具位置決め機構取り付け具を取り付ける部分を関節 2 として設定しているためで，運動学的には等価である．また，便宜上，ピボッド点となる位置に関節 6，7 を配置した．関節 6 は，実際にはピボッド点には存在しないが，運動

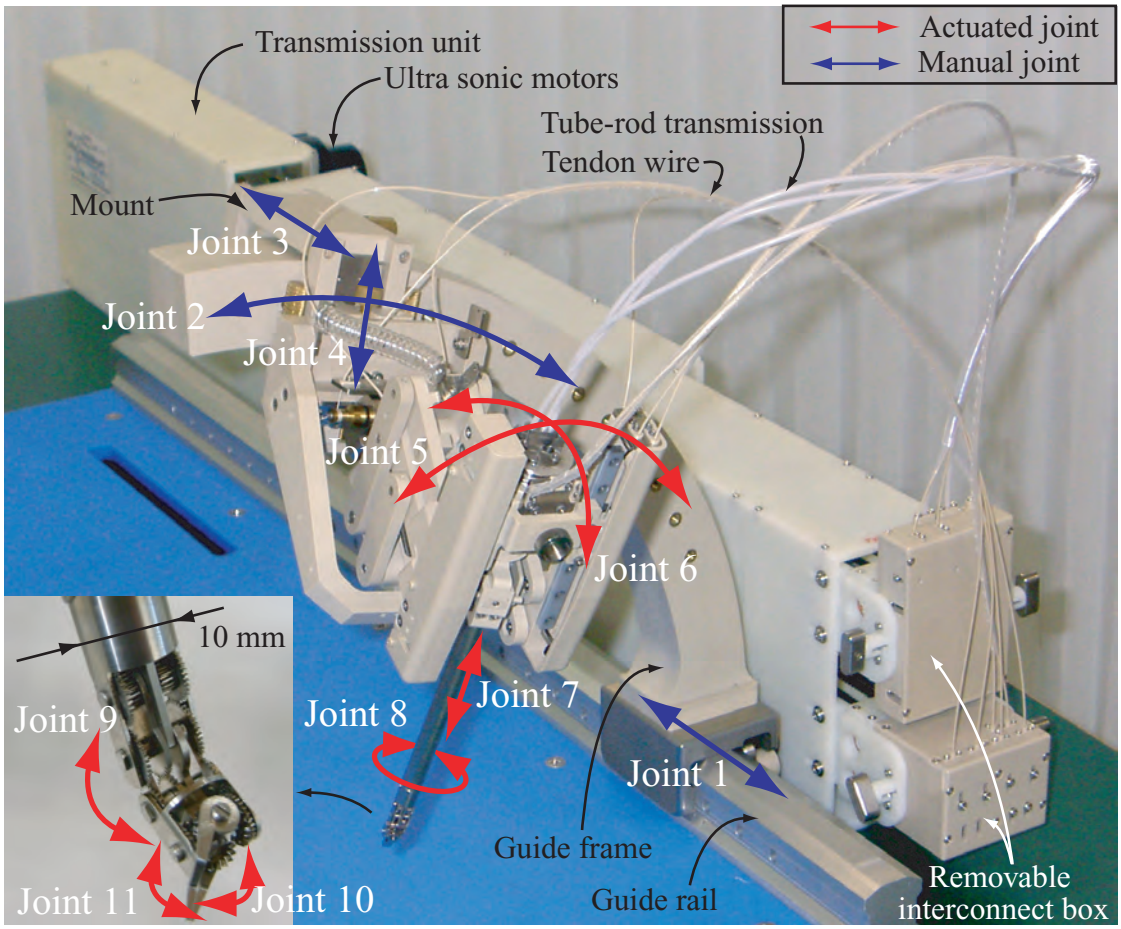


Fig.4.7　Tool-drive manipulator

学的に等価であり問題はない．

以降，i 番目の座標系の原点を O_i と表し，座標系を $\{O_i\}$ と表す．この時，$\{O_{i-1}\}$ から $\{O_i\}$ への同次座標変換行列 ${}^{i-1}_{i}H$ は，DH パラメータを用いて下記のように計算できる．

$$ {}^{i-1}_{i}H = H_{z(\theta_i)}\, H_{p(0,0,d_i)}\, H_{x(\alpha_i)}\, H_{p(a_i,0,0)} \tag{4.1} $$

$$ = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i\cos\alpha_i & \sin\theta_i\sin\alpha_i & a_i\cos\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i\cos\alpha_i & -\cos\theta_i\sin\alpha_i & a_i\sin\theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{4.2} $$

なお，x 軸周りの回転の同次変換行列を $H_{x(\theta)}$，平行移動の同次変換行列を $\mathrm{H}_{p(x,y,z)}$ と表して

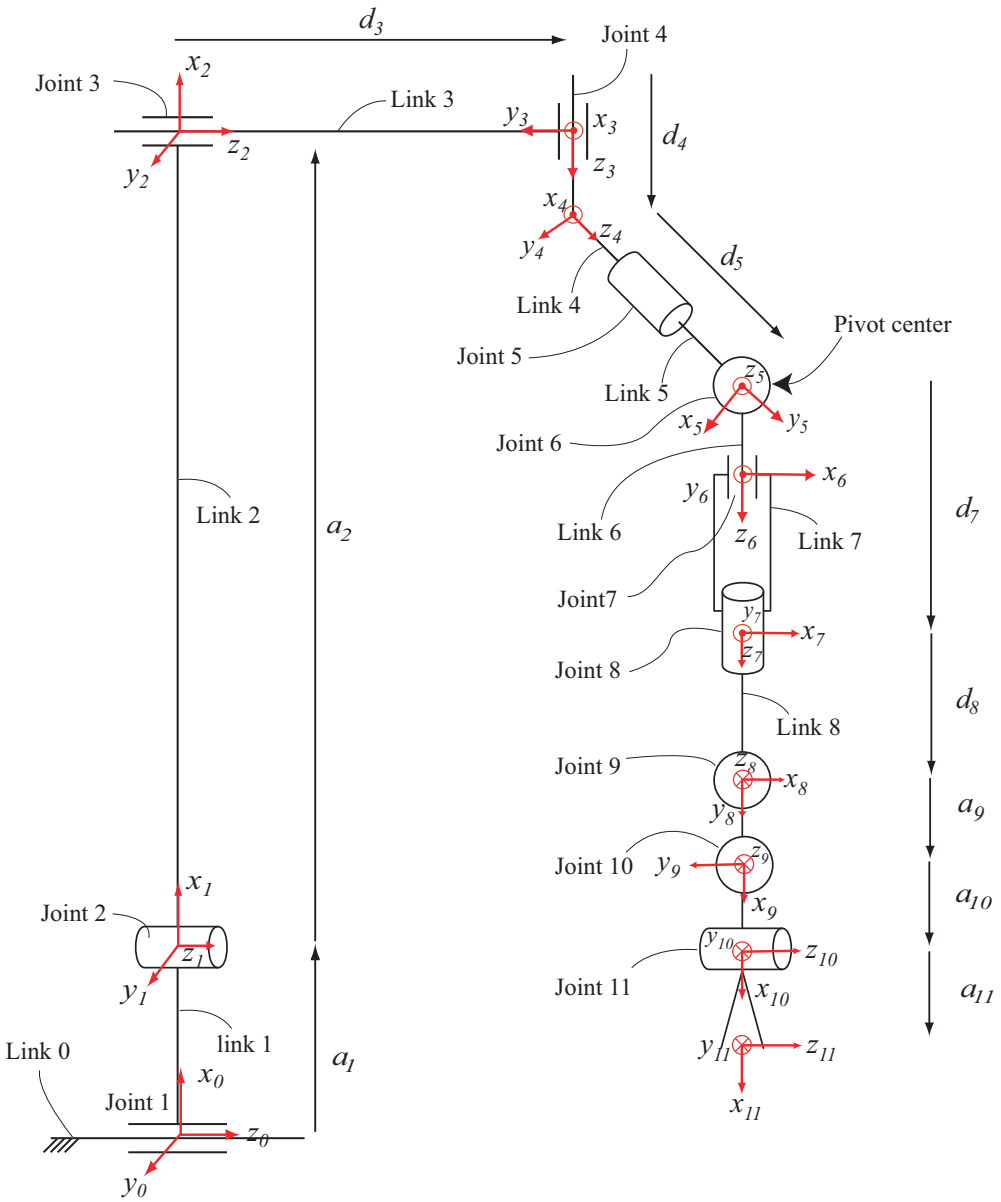


Fig.4.8　Local frames on tool-drive manipulator

おり，それぞれ下記のように書ける．ただし，$R_{x(\theta)}$ は x 軸周りの姿勢変換行列である．

$$H_{x(\theta)} = \begin{bmatrix} R_{x(\theta)} & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{4.3}$$

$$H_{p(x,y,z)} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & x \\ 0 & 1 & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{4.4}$$

よって，O_0 から見た術具先端の位置姿勢は，式 (4.1) を連続的に用いることにより

$$ {}^{0}_{11}H_{(\theta)} = \begin{bmatrix} {}^{0}_{11}R & {}^{0}_{11}p \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{4.5}$$

$$= {}^{0}_{1}H_{(d_1)}\, {}^{1}_{2}H_{(\theta_2)}\, {}^{2}_{3}H_{(d_3)}\, {}^{3}_{4}H_{(d_4)}\, {}^{4}_{5}H_{(\theta_5)}\, {}^{5}_{6}H_{(\theta_6)}\, {}^{6}_{7}H_{(d_7)}\, {}^{7}_{8}H_{(\theta_8)}\, {}^{8}_{9}H_{(\theta_9)}\, {}^{9}_{10}H_{(\theta_{10})}\, {}^{10}_{11}H_{(\theta_{11})} \tag{4.6}$$

Table.4.4 Specification of kinematic joints

Joint	Structure	Means	Working area, Condition
1	Translation	Manual	On guide rails. 30 [mm] intervals.
2	Rotation	Manual	On guide frames. 5 [deg] intervals.
3	Translation	Manual	On mount. 25 [mm] renge of movement, 5 [mm] intervals.
4	Translation	Manual	On mount. 15 [mm] intervals and 30 [mm] liner movement.
5	Rotation	Wire drive	60 [deg] range of movement.
6	Rotation	Wire drive	60 [deg] range of movement.
7	Translation	Wire drive	75 [mm] range of movement.
8	Rotation	Wire drive	±175 [deg] range of movement.
9	Rotation	Rod drive	±60 [deg] range of movement.
10	Rotation	Dependent joint	$\frac{7}{9}\times$ Joint 9
11	Rotation	Rod drive	±90 [deg]range of movement

Table.4.5 Link parameters of the tool-drive manipulator

i	a_i [mm]	α_i [rad]	d_i [mm]	θ_i [rad]	Remarks
1	a_1 =88.5	0	d_1	0	On guide rail
2	a_2 =292	0	0	θ_2	On guide frame
3	0	$-\frac{\pi}{2}$	d_3 (Initial:54.5)	$\frac{\pi}{2}$	Horizontal mechanism
4	0	$\frac{\pi}{4}$	d_4 (Initial:-3)	0	Vertical mechanism
5	0	$\frac{\pi}{2}$	d_5 =173.1	θ_5 (Initial:$\frac{\pi}{2}$)	Pivot motion joint
6	0	$\frac{\pi}{2}$	0	θ_6 (Initial:$\frac{3\pi}{4}$)	Pivot motion joint
7	0	0	d_7	0	Liner joint
8	0	$\frac{\pi}{2}$	d_8 =147.5	θ_8	Rotation of tool axis
9	a_9 =6.4	0	0	θ_9 (Initial:$\frac{\pi}{2}$)	Bending joint
10	a_{10} =5.6	$\frac{\pi}{2}$	0	θ_{10}	Bending joint2
11	a_{11} =10.3	0	0	θ_{11}	Winding joint

と計算できる．ここで，術具駆動マニピュレータと，それが設置される手術台天板や MRI との関係を考えてみると，Fig.4.9 のように各座標系の関係を示すことができる．

MR 画像は DICOM 形式により保存されるが，DICOM 形式の座標系は，MRI 装置撮像領域の物理的な中心を中心とし，図中の x_{dicom}，y_{dicom}，z_{dicom} で示すような基準ベクトルに沿って座標が定められる．また，手術台天板座標系は，x_{dicom}-y_{dicom} 平面と y_{dicom}-z_{dicom} 平面，手術台天板上面が交わる位置を原点として x_{bed}，y_{bed}，z_{bed} で示す基準ベクトルによって座標が定められる．マニピュレータの原点 $\{O_0\}$ は，手術台天板中心から，若干ずれている．このため，手術台天板座標系あるいは，Dicom 形式座標系からみたマニピュレータ術具先端位置姿勢を求めるためには，

$$ {}^{T}_{11}H_{(\theta)} = T_m \quad {}^{0}_{11}H_{(\theta)} \tag{4.7} $$

を計算する必要がある．ただし，同次変換座標 T_m は，マニピュレータの原点座標系 $\{O_0\}$ から，手術台天板座標系への同次変換行列を T_{bed}，DICOM 座標系への理想的な同次変換行列を T_{dicom} とすると，本システムでは，

$$ T_{bed} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & \pm 20 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{4.8} $$

$$ T_{dicom} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & \pm 20 \\ -1 & 0 & 0 & 215 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{4.9} $$

となる．しかし，上記の T_{dicom} の値は手術台台座の理想的な配置の値であり，運用により異なる．この T_{dicom} を求めるレジストレーション手法については，5.2 節で述べる．

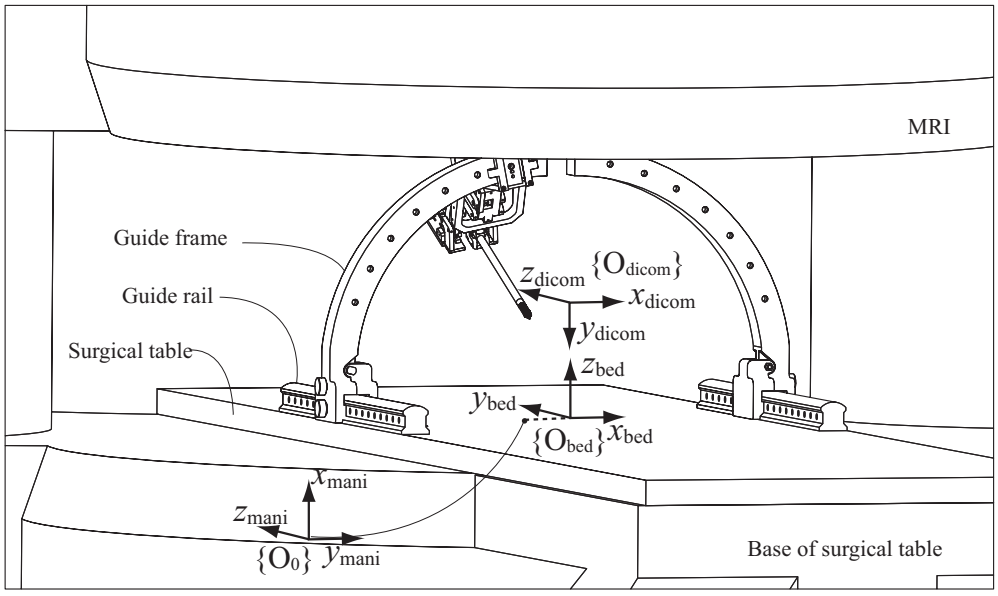


Fig.4.9　Relation between each coordinate systems

次に，術具駆動マニピュレータの逆運動学を解く．リンク座標系 {O$_{i-1}$} の同次変換行列は，

$$ {}^{0}_{i-1}H = \begin{bmatrix} {}^{0}_{i-1}e_x & {}^{0}_{i-1}e_y & {}^{0}_{i-1}e_z & {}^{0}_{i-1}p \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{4.10} $$

と書ける．ここで，例えば {O$_{i-1}$} の z 軸方向の単位ベクトルを {O$_0$} から見たものを ${}^{0}_{i-1}e_z$，{O$_0$} 原点から {O$_{i-1}$} 原点への位置ベクトルを ${}^{0}_{i-1}p$ とした．

ある関節 i のみを動かした時の，その関節より先にあるフレーム {O$_n$} に生じる速度 v_i と角速度 w_i は，関節 i が直動関節 (i=1, 3, 4, 7) の時，

$$ \begin{bmatrix} v_i \\ \omega_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^{0}_{i-1}e_z \\ 0 \end{bmatrix} \dot{d}_i = J_{B_i}\dot{d}_i \tag{4.11} $$

回転関節 (i=2, 5, 6, 8, 9, 10, 11) の時，

$$ \begin{bmatrix} v_i \\ \omega_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^{0}_{i-1}e_z \times {}^{i-1}_{n}p \\ {}^{0}_{i-1}e_z \end{bmatrix} \dot{\theta}_i = J_{B_i}\dot{\theta}_i \tag{4.12} $$

とかけ，基礎ヤコビ行列 J_{Bi} が導出できる．なお，${}^{i-1}_{n}p$ は，

$$ {}^{i-1}_{n}p = {}^{0}_{n}p - {}^{0}_{i-1}p \tag{4.13} $$

により計算できる．

それぞれのリンクの速度は，リンク同士が鎖状につながり隣同士拘束しあっているため，ベースから順番に計算することができ，リンク i の速度は，リンク i-1 の速度に関節 i によって加えられる新しい項を加え合わせたものになるので，フレーム {O$_n$} の速度，角速度は，

$$ \begin{bmatrix} v \\ \omega \end{bmatrix} = \sum_{i=1}^{n} \begin{bmatrix} v_i \\ \omega_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{J}_{B1} & \mathbf{J}_{B2} & \dots & \mathbf{J}_{Bn} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{d}_1 \\ \theta_2 \\ \\ \theta_n \end{bmatrix} \tag{4.14} $$

と表せる． これを

$$ \upsilon = \begin{bmatrix} v \\ \omega \end{bmatrix} \tag{4.15} $$

$$ \mathbf{J}_{B(\theta)} = \begin{bmatrix} \mathbf{J}_{B1} & \mathbf{J}_{B2} & \dots & \mathbf{J}_{Bn} \end{bmatrix} \tag{4.16} $$

$$ \dot{\theta} = \begin{bmatrix} \dot{d}_1 & \dot{\theta}_2 & \dot{d}_3 & \dot{d}_4 & \dot{\theta}_5 & \dots & \dot{\theta}_n \end{bmatrix} \tag{4.17} $$

を使ってまとめると，各関節速度と，フレーム {On} の速度，角速度の関係は，基礎ヤコビ行列を用いて，

$$ \upsilon = J_{B(\theta)}\,\dot{\theta} \tag{4.18} $$

と表せる．

術具駆動マニピュレータの関節で術中動作可能な関節は，Table 4.4 に示したように，θ_5，θ_6，d_7，θ_8，θ_9，θ_{10}，θ_{11} の 7 関節である．よって，術中の術具駆動マニピュレータ先端位置姿勢の速度，角加速度 υ_{tip} と，各関節値の関係は，式 (4.18) を用いることにより，

$$\upsilon_{tip} = \begin{bmatrix} J_{B_5} & J_{B_6} & J_{B_7} & J_{B_8} & J_{B_9} & J_{B_{10}} & J_{B_{11}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta_5} \\ \theta_6 \\ d_7 \\ \theta_8 \\ \theta_9 \\ \theta_{10} \\ \theta_{11} \end{bmatrix} \tag{4.19}$$

と表せる．ここで，術具駆動マニピュレータの機構的な特徴による拘束条件

$$\frac{7}{9}\dot{\theta_9} = \dot{\theta_{10}} \tag{4.20}$$

を用いると，式 (4.19) は，次のように変形できる．

$$\upsilon_{tip} = \begin{bmatrix} J_{B_5} & J_{B_6} & J_{B_7} & J_{B_8} & \left(J_{B_9} + \frac{7}{9} J_{B_{10}} \right) & J_{B_{11}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta_5} \\ \theta_6 \\ d_7 \\ \theta_8 \\ \theta_9 \\ \theta_{11} \end{bmatrix} \tag{4.21}$$

ここで，

$$J_B^{Ph3} = \begin{bmatrix} J_{B_5} & J_{B_6} & J_{B_7} & J_{B_8} & \left(J_{B_9} + \frac{7}{9} J_{B_{10}} \right) & J_{B_{11}} \end{bmatrix} \tag{4.22}$$

と定義し，J_B^{Ph3} の逆行列を求めると，術具駆動マニピュレータの各関節値速度は，下記のように求められる．

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta_5} \\ \theta_6 \\ d_7 \\ \theta_8 \\ \theta_9 \\ \theta_{11} \end{bmatrix} = (J_B^{Ph3})^{-1} \ \upsilon_{tip} \tag{4.23}$$

よってこれを時間積分することにより各関節変数を求めることができる．なお，計算機実装上では，積分はサンプリング時刻間の微小変位の総和で求められる．

$$\begin{bmatrix} \theta_5 \\ \theta_6 \\ d_7 \\ \theta_8 \\ \theta_9 \\ \theta_{11} \end{bmatrix} = \int (J_B^{Ph3})^{-1} \ \upsilon_{tip} \ dt \tag{4.24}$$

術具駆動マニピュレータの逆運動学が解けることを示すことにより，本マニピュレータの術具先端を任意の位置姿勢に制御することが可能であることを示した．

4.2.3.2　非干渉 3 自由度術具機構

4.2.1 節で述べたように，術具駆動マニピュレータは，術具保持マニピュレータに術具と，その術具を直動，回転させる自由度を付加したものである．本節では，術具先端で動作が必要な 3 自由度をワイヤを用いることなく，またそれぞれの関節の動作が干渉することなく駆動可能な術具機構の開発について述べる．

手術用術具は，安全性・小型化等の問題から，関節機構に直接アクチュエータをとりつけることは難しい．そこで，従来の術具では，後方に配置したアクチュエータからワイヤを用いて動力を伝達して術具関節を駆動することが多かった [79][80]．しかし，ワイヤを用いて関節を駆動すると，複数の関節が連結された多自由度術具において，根元側の関節から先端側の関節にワイヤを導く過程で，根元側の関節の動作によって先端側関節駆動用ワイヤの経路長が変化し，ワイヤがたるんだり，つっぱったりといった問題が生じ，制御を困難なものにしていた．これを解決するために，1 つの関節に 2 つのアクチュエータを用いて協調駆動するといった方法があるが，アクチュエータ数が増加し，制御が複雑化するといった問題点があった．また，これらの問題を解決し，それぞれの関節が干渉することなく独立に駆動可能な先端 3 自由度の鉗子も開発されている [81][82] が，ワイヤの疲労や磨耗によりワイヤが切れたり伸びたりする可能性があり，術具のような細径な関節機構ではメンテナンス性が損なわれていた．

これらの問題を解決すべく，ワイヤを用いずに剛体のロッドやリンクによって，術具を屈曲させるという研究が進められている [83][84][85]．しかし，これらの鉗子も，術具の屈曲にはワイヤを用いていないが，先端のグリッパー開閉機構にはワイヤを用いた開閉術具を用いていたり，屈曲のための曲げ半径が大きかったり，屈曲角が 90 [deg] に満たなかったりといった問題があった．

そこで，独立な屈曲 2 自由度，開閉 1 自由度の先端術具 3 自由度の駆動に対し，一切のワイヤを用いず剛体ロッドにより駆動を実現し，これらの関節が独立に駆動可能な 3 自由度の関節を開発した．これにより，術具のメンテナンス性が向上し，ワイヤのたるみの問題や協調制御等の問題も発生せず制御性が向上する．

Fig.4.10，Fig.4.11，Fig.4.12，Fig.4.13 を用いて，開発したワイヤを用いない非干渉 3 自由度術具について説明する．わかりやすいように各パーツにはそれぞれ異なった色をつけ，一部透明色も採用しているが，全ての部品は非磁性金属であるチタン合金を用いている．各パーツの名称については，Fig.4.10 にて定義した．Fig.4.12 では主要パーツのみを抜き出して座標系を設定した．各座標系の添え字は，各パーツ名に関連している．

術具は，術具軸に対して術具頭部が屈曲し，術具頭部に対してグリッパー 2 体が協調しなが

ら屈曲 (首振り) および開閉を実現する．

まず，術具先端屈曲方法について，Fig.4.10，Fig.4.11，Fig.4.12 を用いて説明する．術具軸とガイドギヤ 1 は固定されており，ガイドギヤ 2 は術具頭部の一部である．術具軸と術具頭部は，屈曲リンクと屈曲リンクプレート A, B によって接続されている．

平行リンク機構の一部である屈曲リンクロッドを動かすと，屈曲リンクが軸 2 を中心に回転する．このとき，屈曲リンクは軸 3 を軸 2 の回りで回転させようと力を加えるが，ガイドギヤ 1 とガイドギヤ 2 は噛み合っているので，軸 3 から力をうけたガイドギヤ 2 は，ガイドギ

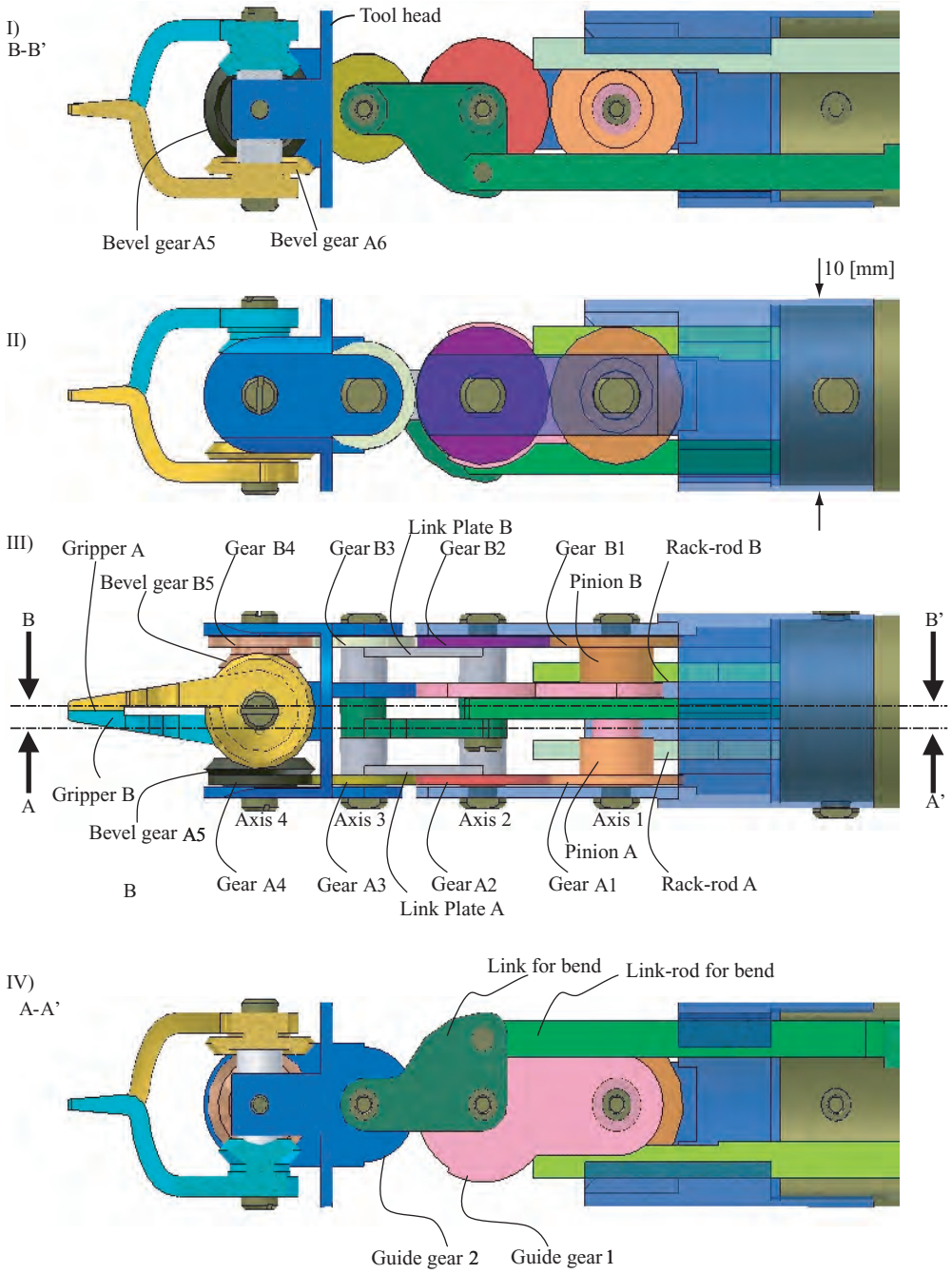


Fig.4.10　Tool mechanism (I: Cross-section view along the line B-B', II: Side view, III: Front view, IV: Cross-section view along the line A-A')

ヤ 1 の周りを転がりながら回転する．よって，術具の先端部は，屈曲リンクが回転した角度およびガイドギヤ 1, 2 の噛み合いによりガイドギヤ 2 が転がり回転した角度分，Fig.4.11 および Fig.4.12 II) に示すように屈曲する．Fig.4.12 II) の座標系の移動からわかるように，ガイドギヤ 2 は，ガイドギヤ 1 の中心 O_{G1} に対し，屈曲リンクの回転角 θ_a とガイドギヤ 2 がガイドギヤ 1 に対して回転した角度 θ_b 動き，術具軸から術具頭部を見ると $\theta_a + \theta_b$ 分屈曲したことになる．

この時，ガイドギヤ 1 と軸を同じくして取り付けられているギヤ A2，B2 は動かないように固定されていればガイドギヤ 1 と同じ働きをして，ガイドギヤ 2 と軸を同じくするギヤ A3, B3 を Fig.4.12 III) に示すようにガイドギヤ 2 と同様に動かす．そのため，ガイドギヤ 2 から

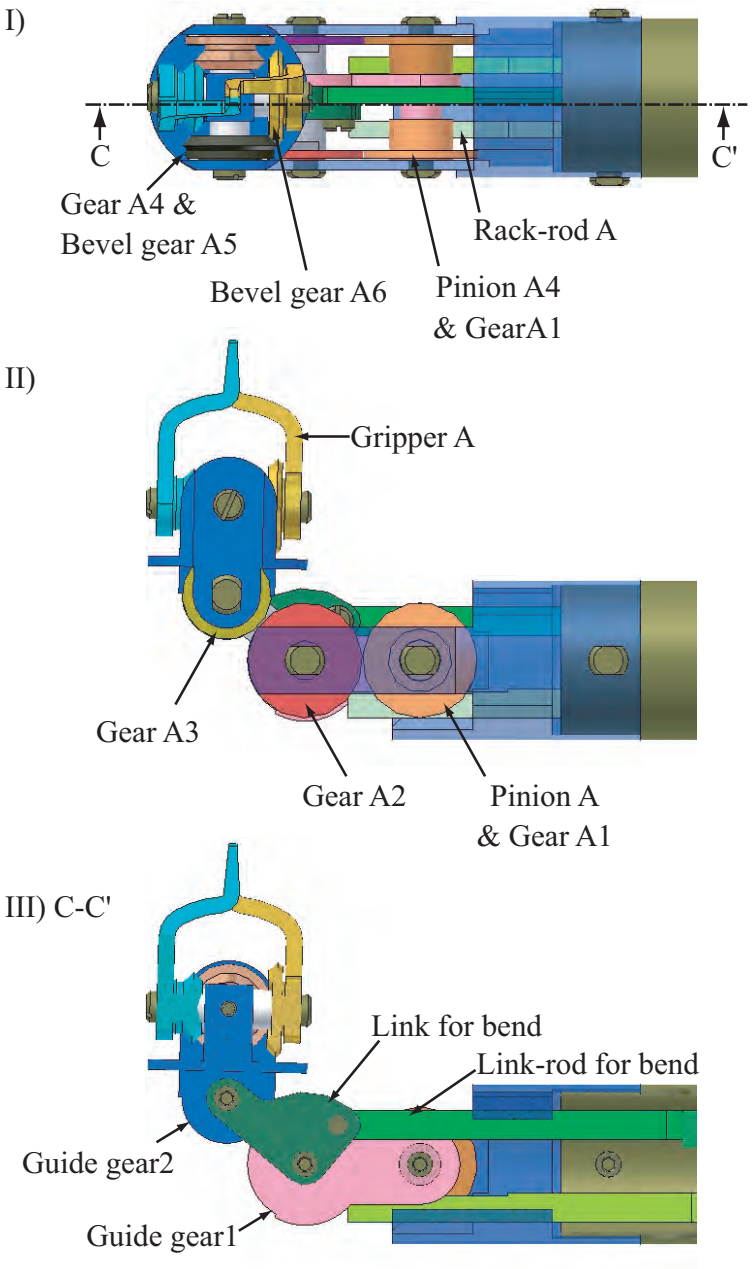


Fig.4.11　Bend of a tool (I: Front view, II: Side view, III: Cross-section view along the line C-C')

ギヤ A3，B3 を見れば，屈曲動作にもかかわらずギヤ A3，B3 は相対的に動いていないことになる．そのため，ギヤ A3，B3 と連動しているギヤ A4，B4，グリッパー A，B は，屈曲動作に対して影響をうけない．

次にグリッパーの動かし方について Fig.4.10，Fig.4.13 を用いて説明する．ラック A は，ロッド先端にラックギヤが切られたものであり，ピニオン A と噛み合っている．ピニオン A

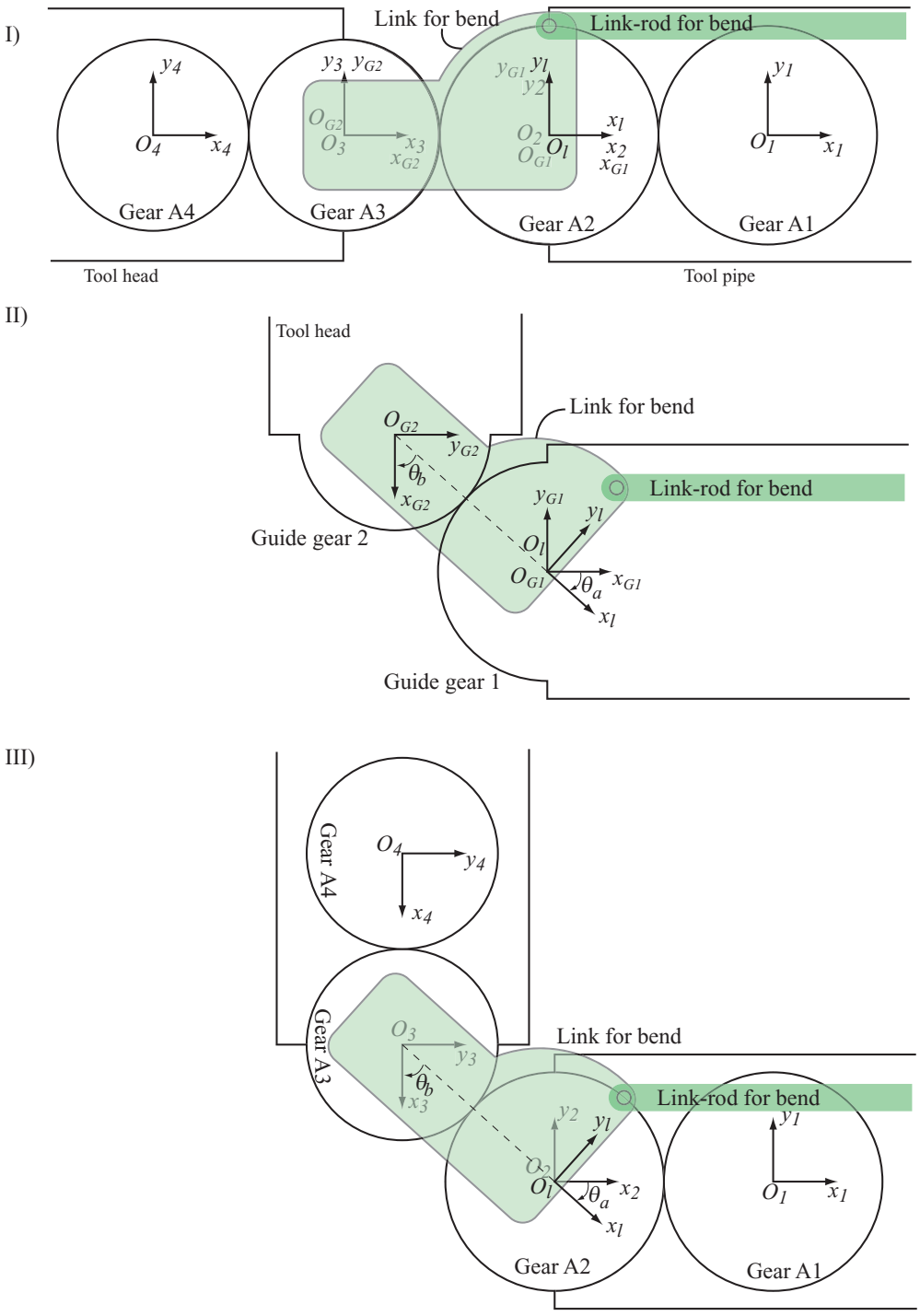


Fig.4.12　Coordinate system of the tool (I: Linear position, II: Bending position of guide gears, III: Bending position of gears for grippers)

は，ギヤ A1 と一体化しているため，ラック A が直動するとギヤ A1 が回転する．ギヤ A1 は，ギヤ A2 と噛み合っており，ギヤ A2 はギヤ A3 とも噛み合っている．ギヤ A3 はギヤ A4 とも噛み合っており，ギヤ A4 はマイタギヤ A5 と一体になって動く．マイタギヤ A5 は，マイタギヤ A6 と噛み合っており，マイタギヤ A6 は，グリッパー A と一体化している．よって，ラック A が直動することにより，グリッパー A が動く．同様に，ラック B が直動することによってグリッパー B が動く．

ギヤ A2 と A3，ギヤ B2 と B3 は，ギヤ A2 およびギヤ B2 が動かなければガイドギヤ 1,2 と同様の動きを保つため，ギヤ A3 と B3 は，ガイドギヤ 2 に対しては全く動かず，屈曲動作が生じても先端のグリッパー A，B には影響を及ぼさない．逆に，グリッパー A，B の動きに

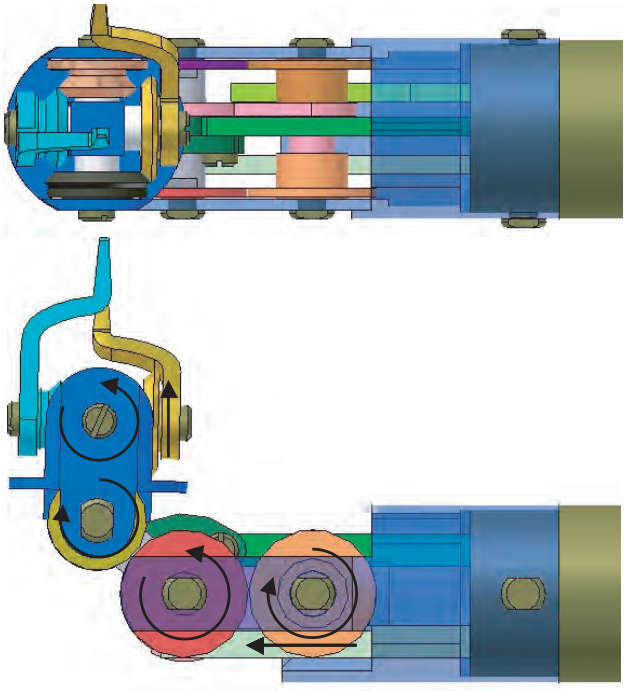


Fig.4.13　Gripper operation (I: Front view, II: Side view)

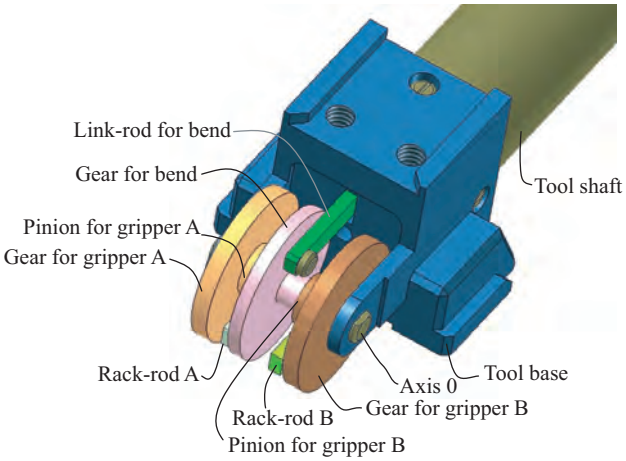


Fig.4.14　End of the tool

屈曲動作が影響を受けることもない．

ラック A，B，屈曲リンクロッドの動かし方について，Fig.4.14 を用いて説明する．ラック A は，グリッパー A 駆動ピニオンと噛み合っており，グリッパー A 駆動ピニオンはグリッパー A 駆動ギヤと一体となって動く．よって，グリッパー A 駆動ギヤを軸 0 を中心として回転させると，ラック A は，後端ベースをガイドとして直動運動する．ラック B も同様に，グリッパー B 駆動ピニオンと一体化したグリッパー B 駆動ギヤを回転させることにより直動運動を実現する．屈曲リンクロッドは，屈曲関節駆動ギヤにピンで連結されており，屈曲リンクと屈曲関節駆動ギヤと屈曲リンクロッドは，平行リンクの関係となっている．よって屈曲関節駆動ギヤを揺動させると，屈曲リンクも同様に揺動する．

2 片のグリッパーを同じ方向に動かすことにより，Fig.4.15 のように屈曲関節として独立した 2 関節となる．さらに 2 片のグリッパーを反対方向に動かすことにより，グリッパーの開閉を実現する．

これらの機構により，一切ワイヤを使うことなく，屈曲した関節よりも先の関節を，干渉することなく動かすことが可能となる．この屈曲関節は，Fig.4.16 に示すように屈曲半径が 7.6 [mm] と術具太さ 10 [mm] に比べて充分小さく，体腔内の狭隘空間では小回りが利くため有効である．

4.2.3.3　屈曲術具

術具駆動マニピュレータが保持する術具として，先端 3 自由度の鉗子だけでなく体腔内で屈曲後，穿刺治療が行える Fig.4.17 に示す屈曲穿刺針を開発した．これにより，臓器裏側や血管などの障害物によって，腹腔から直線的に穿刺することができない対象に対して，体腔内で穿刺針の姿勢を変えて穿刺することができる．針の長さは 50 [mm] とし，屈曲関節から先端までの長さは 70 [mm] となっている．屈曲穿刺針の可動部は屈曲部のみとし，術具軸の直動およびピボット運動の協調により Fig.4.18 に示すように穿刺を実現する．屈曲関節は 3 自由度術具と同様にワイヤを用いず平行リンク機構で駆動し，穿刺針のコードは屈曲関節と干渉しないように考慮しながら術具軸内に収納した．屈曲関節部ではコードは術具軸外に配置されるこ

Fig.4.15　CG and photo of two bending joints

とになるが，術具と体表の交点では術具内にコードが配置されるため，トロッカ内部でコードがひっかかったり，からまったりするといった問題はない．

各関節を協調動作させて穿刺針先端の位置姿勢を定めるために，屈曲穿刺針駆動マニピュレータの逆運動学を解いた．屈曲穿刺針駆動マニピュレータは，体表への刺入点位置決めのための手動関節が 4 関節，屈曲穿刺針駆動のための関節が 5 関節，合わせて冗長 9 関節のマニピュレータであるが，駆動可能な関節は 5 関節であるため，術中位置姿勢 6 自由度を定めるためには 1 自由度不足する．目的とする穿刺作業では針軸周りの回転は意味をもたないた

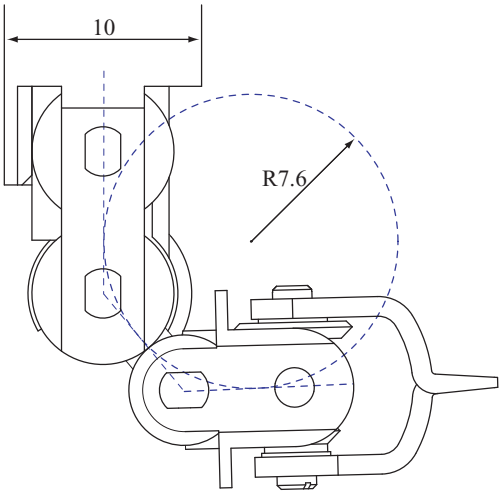


Fig.4.16　Short bend radius of the tool

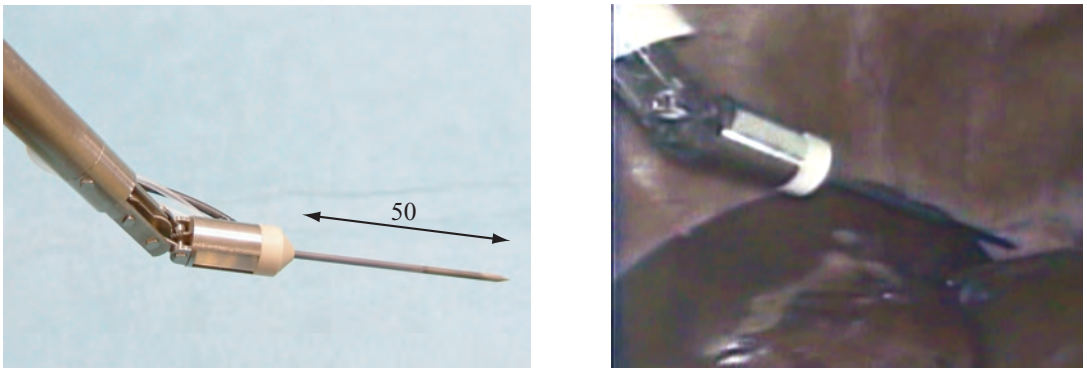


Fig.4.17　Bending needle

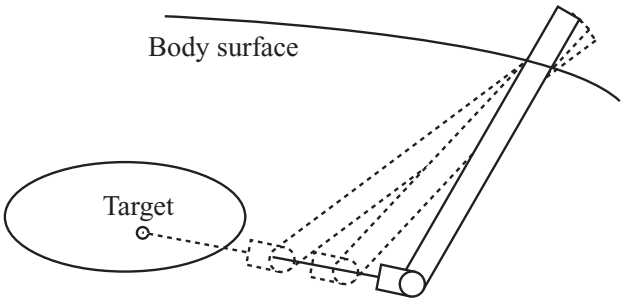


Fig.4.18　Coordinating joints for bending needle

め，針軸周りの姿勢を不定とすることにより逆運動学を解いた．逆運動学を解くために設定したリンクフレームおよびリンクパラメータを Fig.4.19，Fig.4.6 に示す．これらの座標系は，Denabit-Hartenberg 法 (以下，DH) に従い設定した．関節値は，d_1，θ_2，d_3，d_4，θ_5，θ_6，d_7，θ_8，θ_9，θ_{10} であり，正負はそれぞれのフレームでの z 軸方向により決まる．

なお，この屈曲穿刺針術具は容易に穿刺針を着脱できるようになっており，穿刺針の代わりにレーザファイバも取り付け可能である．Fig.4.20 に示すように，半導体レーザやアルゴンプラズマレーザなどを装着し治療に用いることができる．半導体レーザのためのファイバやアルゴンプラズマレーザのためのチューブは，磁性体を有していないため MRI 環境内でも利用す

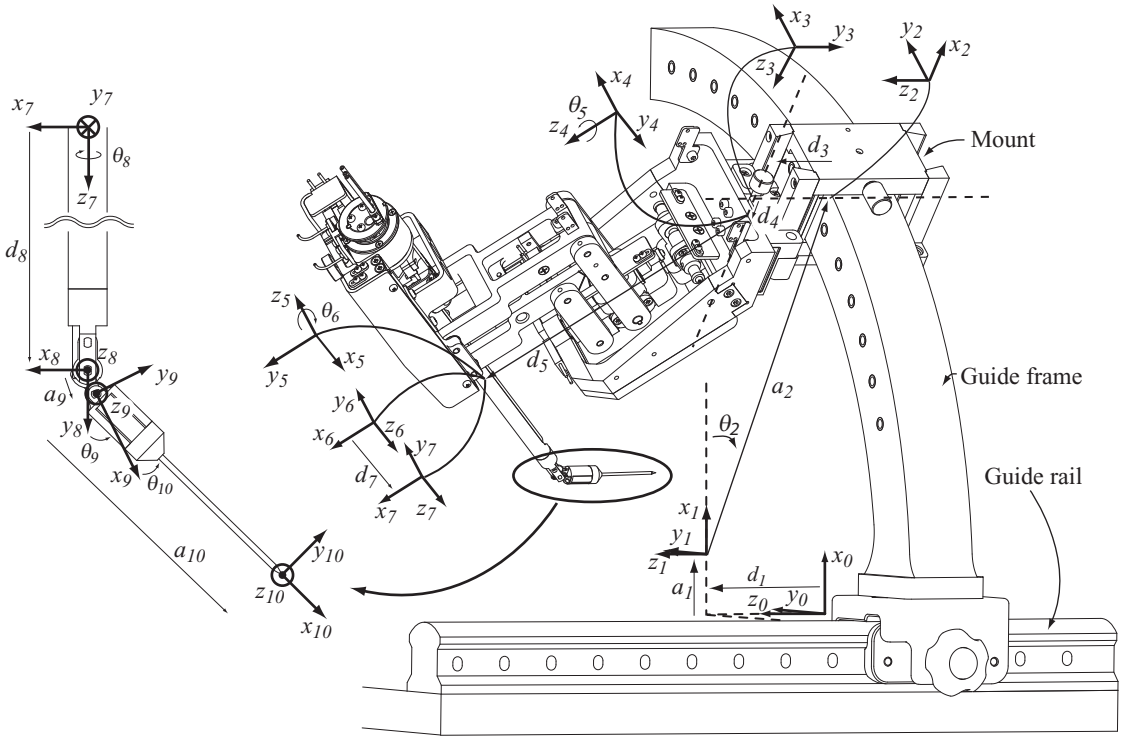


Fig.4.19　Local frames on tool-drive manipulator with a bending needle

Table.4.6　Link parameters of the tool-drive manipulator with a bending needle

i	a_i	α_i	d_i	θ_i
1	a_1 (=50)	0	d_1	0
2	a_2 (=292)	α_2 (=0 or π)	0	θ_2
3	0	$-\frac{\pi}{2}$	d_3	$\frac{\pi}{2}$
4	0	$\frac{\pi}{4}$	d_4	0
5	0	$\frac{\pi}{2}$	d_5 (=173)	θ_5 (Initial: $\frac{\pi}{2}$)
6	0	$\frac{\pi}{2}$	0	θ_6(Initial: $\frac{7}{12}\pi$)
7	0	0	d_7	0
8	0	$\frac{\pi}{2}$	d_8 (=Tool length)	θ_8
9	a_9 (=6.4)	0	0	θ_9 (Initial: $\frac{\pi}{2}$)
10	a_{10} (=0 or 70)	0	0	θ_{10}(= $\frac{7}{9}\theta_9$)

ることができる．照射時は有効な MR 画像は取得できないが，屈曲穿刺針と同様にマスタ・スレーブ操作が可能で MRI 環境内において止血やレーザ焼灼を実施できる．

4.2.3.4　体腔内への動力伝達機構と術具着脱機構

手術中は，様々な種類の術具を適宜交換して利用する．そのため，術具を保持するマニピュレータは，術具の容易な着脱と，術具先端への動力の伝達を実現しなければならない．そこで，マニピュレータから術具を着脱し，容易に交換できるようにするために，以下の点を考慮して着脱機構を開発した．

- 工具を使うことなく容易に着脱できること．
- 緊急時にも容易に取り外しができること．
- 滅菌可能であること．

術具駆動マニピュレータは大きく分けて駆動伝達ユニット，術具位置決め機構，術具駆動部 (Fig.4.21 左)，術具から成り立っており，容易に分割，組み立てができる構造とした．術具位置決め機構は，刺入点に対する 2 自由度のピボット運動と術具の直動機構を実現する．直動機構では，ガイド，レール，ボールともにセラミックのセラミックリニアガイド (THK 社製) を用いて磁場の影響を受けない構造としている．術具駆動部は，術具への 3 自由度の伝達機構と術具軸自体を回転させる機構を有する．術具への 3 自由度の動力伝達機構として，フッ素チューブの中に可撓性を有するエンジニアリングプラスチックのロッド (仁礼工業：PEEK® ロッド) を通し，PEEK® ロッドの両端に，ラックを切った剛体のロッドを取り付け，駆動力を直動運動として伝達する蛇管ロッド機構を開発した．蛇管ロッド機構は，蛇管ワイヤ方式のように 1 自由度に 2 本の管を必要とすることなく，一本のロッドの押し引きにより動力を伝達するため空間効率がよい．また，蛇管ロッド機構では，蛇管ワイヤ方式のようなワイヤの断裂，緩みといった問題が発生しにくく，メンテナンスの必要頻度が大幅に低減する．この機構の詳細，および制御方法については，4.4 節にて述べる．

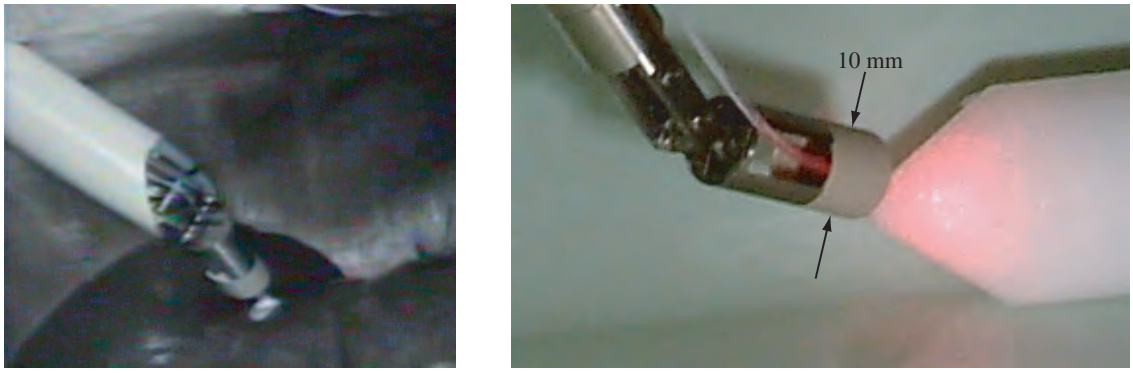


Fig.4.20　Bending laser tool

先に述べた術具の後端部は，ロッドを直動あるいは平行リンク駆動させるためのギヤが取り付けられており，術具と術具駆動部は Fig.4.22 に示すようにラックとギヤを噛み合わせた後，ノブを回転させるだけで容易に組み立てることができる．

術中の容易な着脱を実現するために，マニピュレータに対する術具の着脱方法として 2 種類の手段を用意した．一つは，Fig.4.21 右に示すように術具駆動部と術具をあらかじめ組み合わせた状態で，Fig.4.23 のように術具位置決め機構に上方から装着する方法である．通常の内視鏡手術時や，MRI のガントリ内部から手術台天板が引き出された状態など，天井に制限がない場合は，術具および術具駆動機構を上から挿入するだけで非常に容易に術具の着脱，交換ができる．術具駆動機構と術具位置決め機構は，接続部同士をはめ合わせ，手で回せるネジにより固定するだけで容易に装着できる．もう一つは，MRI 撮像領域内など天井に制限がある場合に適した Fig.4.24 に示す術具交換方法である．この着脱方法は，緊急時に急いで術具を取り出したい際に，周囲の状態を気にすることなく外すことができるため特に有効である．ただし，術具を取り付ける作業領域は，患者体表近くであるため狭くなる．これら二つの着脱方法を手術環境および状況に応じて選択することができる．

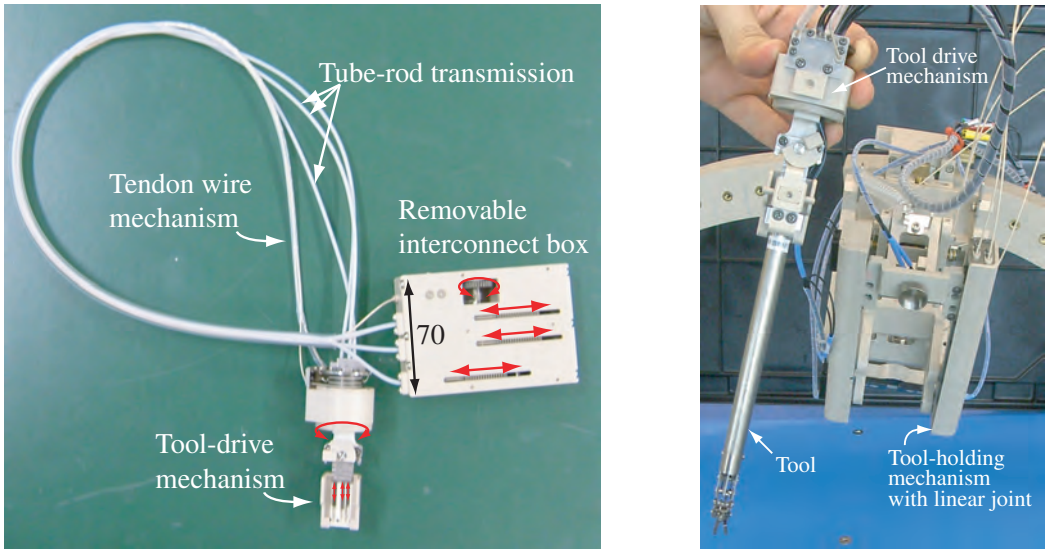


Fig.4.21　Tool-driving mechanism and Tool-positioning mechanism

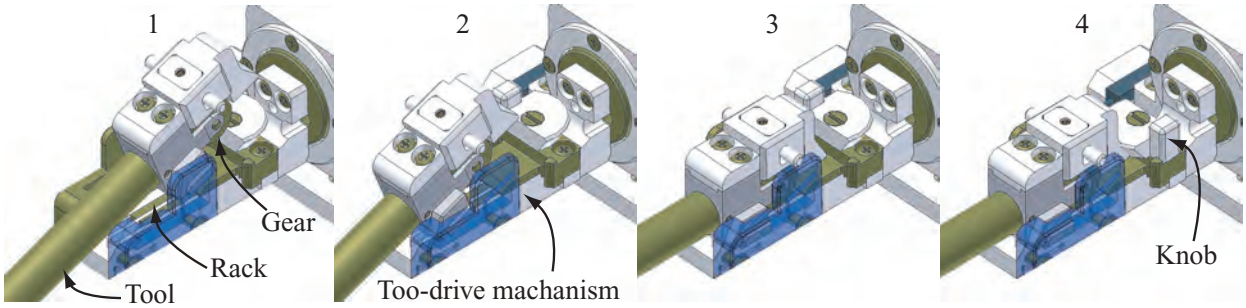


Fig.4.22　Attachment operation between the tool-driving mecanism and the surgical tool

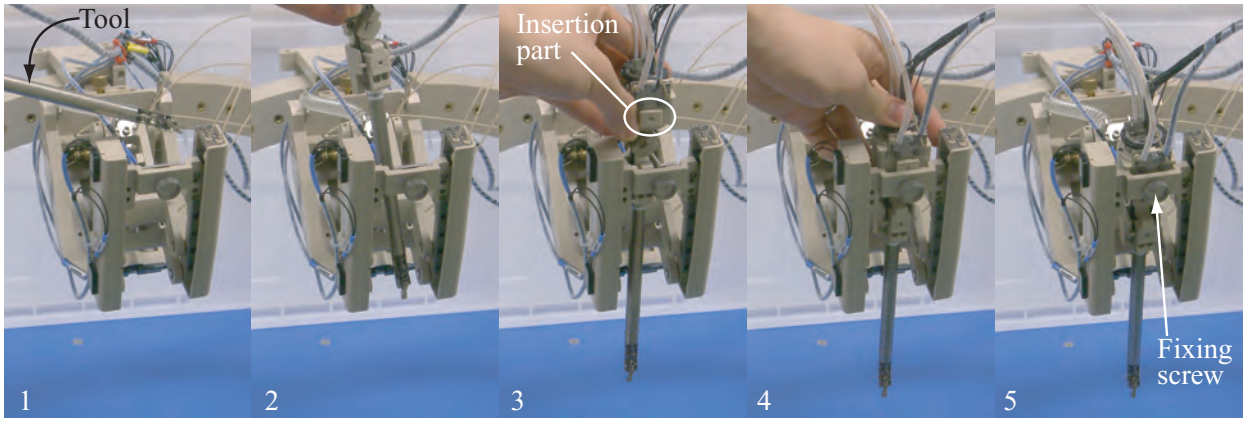


Fig.4.23　Attachment operation 1

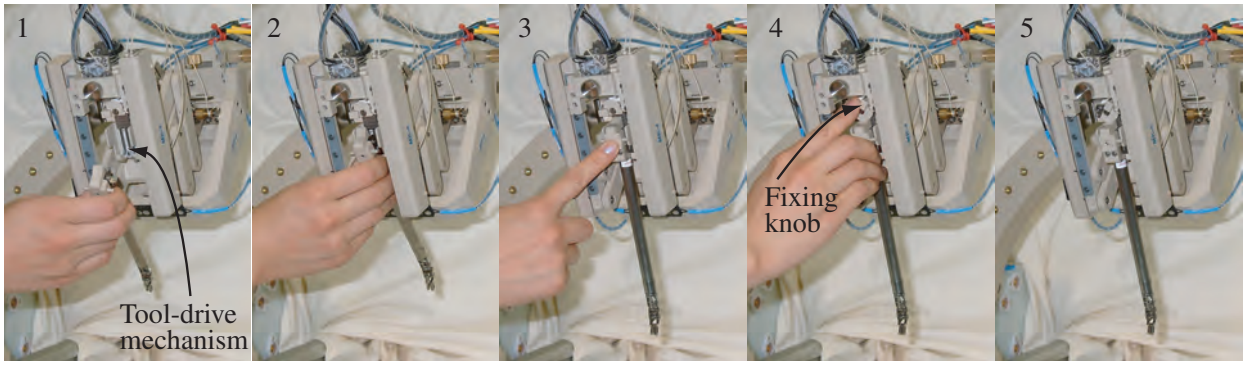


Fig.4.24　Attachment operation 2

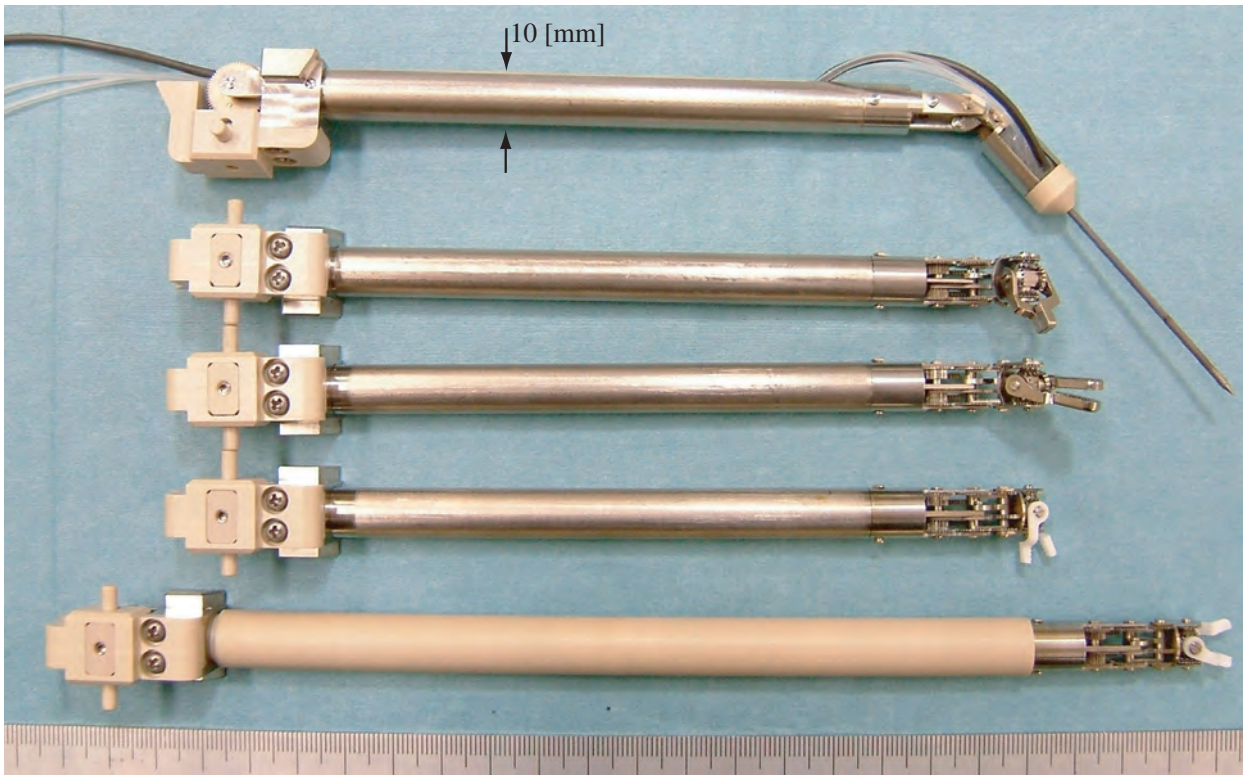


Fig.4.25　Surgical tools (Bending needle, Needle driver, Grasper 1, Grasper 2, Scissors)

上記着脱機構を利用して，取り付け可能な様々な術具を Fig.4.25 に示す．図示していないが，屈曲する穿刺針の代わりにレーザ用光ファイバを装着してレーザ術具とすることもできる．また，Fig.4.26 に示すように術具によってアルゴンレーザファイバを把持して操作することも可能である．必要に応じてこれらを着脱，交換することにより，様々な手術に対応することができる．

4.2.3.5　滅菌性

術具保持マニピュレータが穿刺針や内視鏡を保持する部位は，Fig.4.27 に示す様に穿刺針および穿刺針ガイドと，術具保持機構部の間で分離し，穿刺針ガイドを中間部材として清潔・不潔の切り分けを可能とした．使用時には，ドレープを術具保持機構部にかけてから，穿刺針ガイドを術具保持機構部に取り付け，最後に穿刺針を穿刺針ガイドに差し込む．

術具駆動マニピュレータが保持する本術具には，アクチュエータやセンサは一切取り付けられておらず，120 [°C] のオートクレーブ滅菌に耐えられる．術具を設置する際には，術具軸心が，生体およびトロッカ以外のものと接することなくマニピュレータに装着可能とする．

また，術具駆動機構も Fig.4.21 左に示すように術具保持機構からとりはずせ丸ごと滅菌できるため，清潔部である術具を不潔部である保持機構に直接装着する必要がなく，清潔な術具駆動機構を介して取り付けることができる．

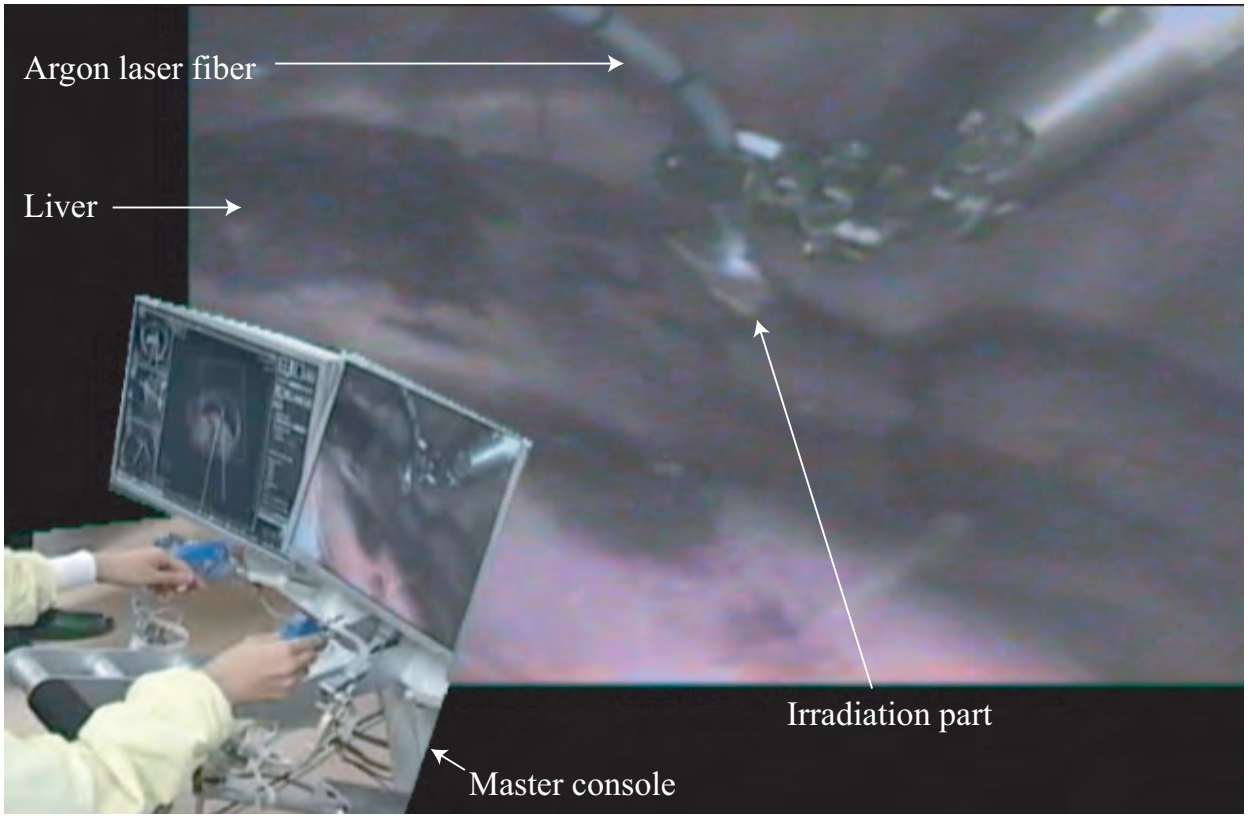


Fig.4.26　Argon laser at in-vivo experiment

4.2.3.6　プログラム構造

マニピュレータを制御するために必要なサンプリングタイムは，モータ制御，動作補償制御，モーションプランニング，ロギング，入力インターフェースといったそれぞれの機能によって異なる．サンプリングタイムと機能別の枠組みの考えから，4 つのリアルタイムスレッドを立ち上げ，それぞれのスレッドが通信しあい，同時に最大 3 腕のマニピュレータを制御するプログラム構造とした．本システムで開発したマニピュレータのプログラム構造を Fig.4.28 に示す．

オペレータはマニピュレータに実行させたい仕事をユーザインターフェーススレッドに位置する操作者インターフェースに指示する．操作者インターフェースは主に以下の 5 つの機能を有する．

1) マニピュレータの初期化
2) 指定した位置姿勢への移動
3) 予め設定しておいた動作指令情報をファイルから読み込みマニピュレータを駆動
4) キーボードを用いたマニピュレータの操作
5) マスタデバイスや手元コントローラを用いたマニピュレータの操作

さらに，上記 5 項目のうち，2)，3)，4) の 3 つの機能では，マニピュレータ先端位置座標系での動作あるいはマニピュレータ各軸での動作の 2 つのモードが選択できる．操作者インターフェースから得られた指令値は，通信チャネルを通してアプリケーションスレッドに送られる．指令値がマニピュレータ先端位置座標系での指令値であれば，マニピュレータモーションプランナーにてマニピュレータの各関節指令値を算出する．なお，マニピュレータモーション

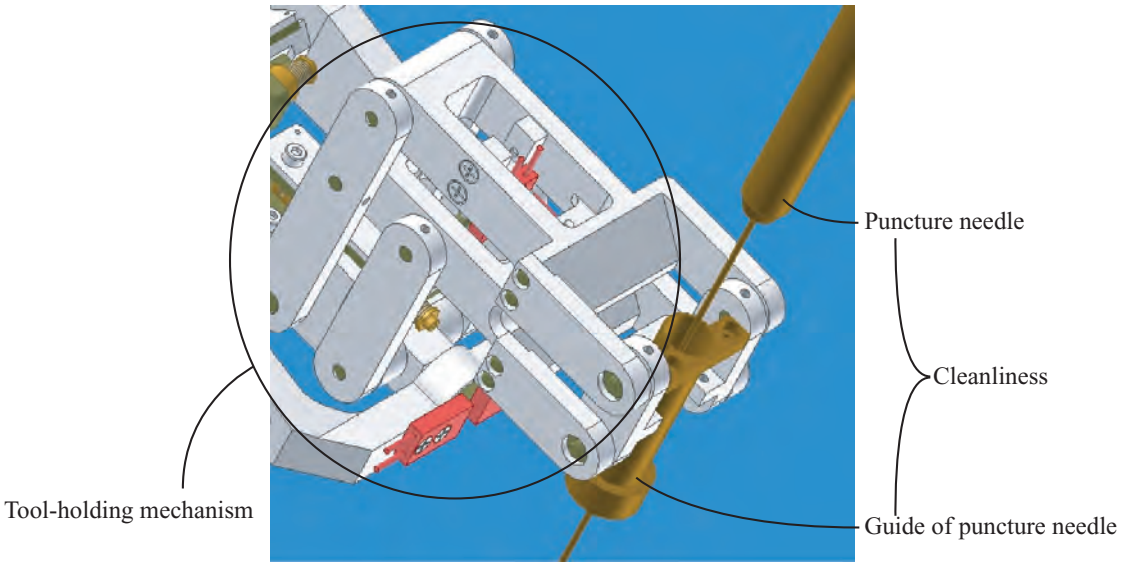


Fig.4.27　Detachable puncture guide

プランナーでは術前計画によって設定されているマニピュレータの情報を用いて逆運動学計算を行う．また，先端位置姿勢への指令値がマニピュレータの物理的な制約から規定されている動作範囲内に収まっているかどうかのエラーチェックを行う．マニピュレータ各関節の指令値情報は，通信チャネルを通してミドルスレッドに送られる．ミドルスレッドでは各関節を駆動するために必要な途中経路のワイヤやロッドの挙動を推定し，モータへの指令値を設定する関節モーションプランナーが働く．関節モーションプランナーではマニピュレータの関節レベルでの動作範囲のチェックや，関節に取り付けられているリミットセンサのチェックも行っている．算出されたモータへの指令値を，通信チャネルを通してインターフェーススレッドに送

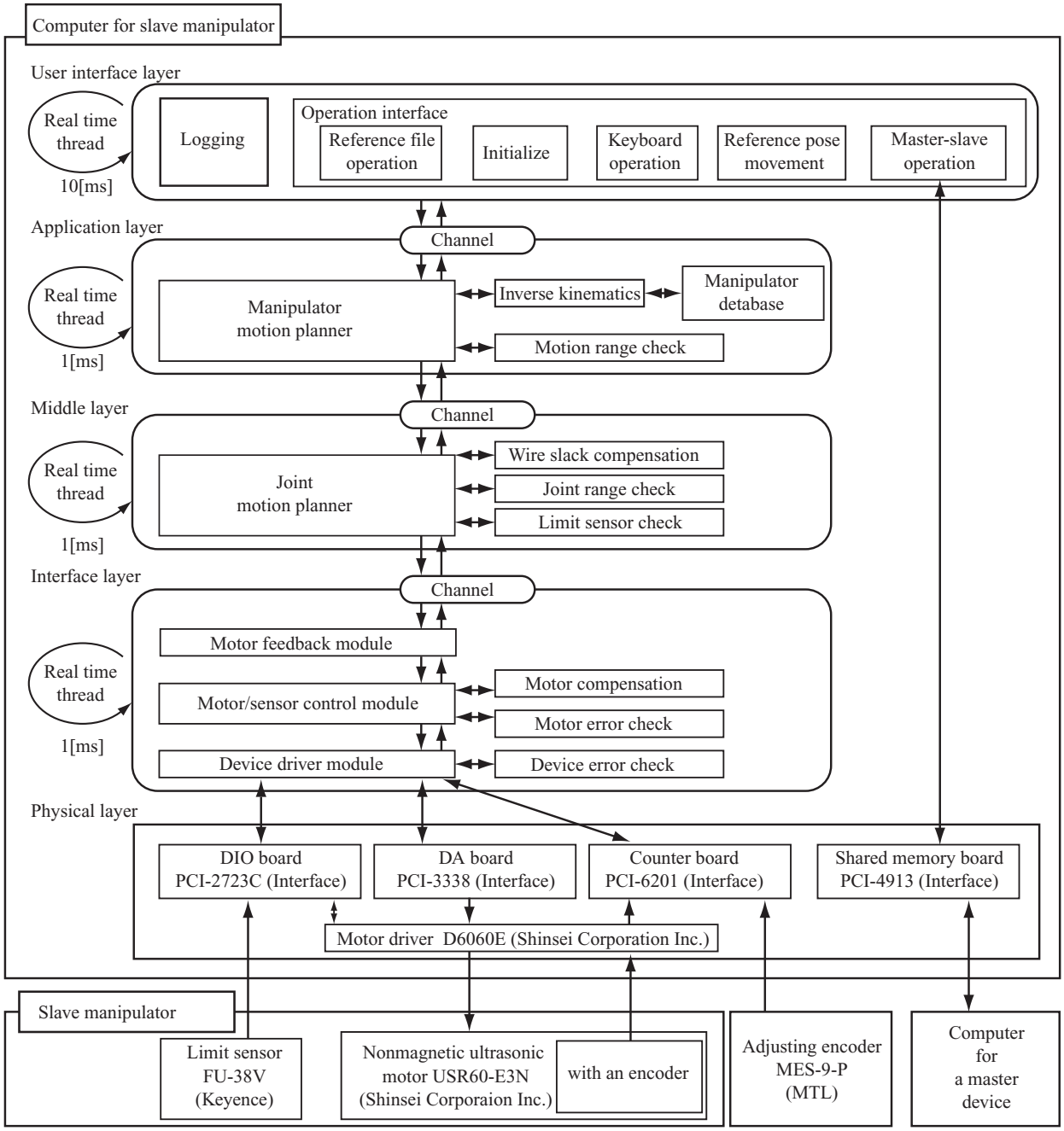


Fig.4.28　Program structure

る．インターフェーススレッドでは，超音波モータに付属のエンコーダからカウンタボードを介して取得した回転角情報とミドルスレッドから送られてきた指令値情報を用いて，超音波モータへのフィードバック制御を実行する．

インターフェーススレッドに位置するモータ／センサ駆動モジュールでは，DIO ボードや DA ボードなどのインターフェースボードへの指令をパッケージ化し，I/O ボードの存在を気にせずにモータやセンサを扱うことができるようにした．また 3.5.1 節で述べたが超音波モータの駆動には，

- 正逆転の際は 10 [ms] 程度静止状態を作らなければならない．
- 静止状態から駆動する際は，徐々に電圧を上げなければならない．

等の条件があり，サンプリングタイム 1 [ms] で回っているリアルタイムスレッド内で常にこれらの条件を満たすように制御する必要がある．そこで，この制御を超音波モータ補正処理にて行い，モータフィードバックモジュールからは超音波モータの駆動条件を一切考慮せずにモータへ指令値を与えることができるようにした．この際に，モータドライバで読み取れるアラーム信号や I/O ボードから読み取れるエラーチェックも行っている．モータ回転角情報は，通信チャンネルを通してミドルスレッドへ送られ，それを基に関節角情報を算出する．モータ回転角情報，関節角情報はアプリケーションスレッドに送られた後，算出されたマニピュレータ先端位置情報と共にユーザインターフェーススレッドに送られ，指令値と共にロギングされる．

プログラムはスレッドごとに独立して動くように設計され，上位層，下位層からの通信がなければ，与えられた仕事を終始繰り返す．スレッドごとにサンプリングタイムを設定できるが，現在は，ユーザインターフェーススレッドのサンプリングタイムを 10 [ms] とし，それ以外を 1 [ms] としている．CPU の性能の向上やロギングデータ量の低減により，ユーザインターフェーススレッドのサンプリングタイムもさらに早くすることができるが，マスタコンソールからの指令値の入力が，これ以上早くしても意味がないためロギングを優先し 10 [ms] とした．

手術用マニピュレータの安全対策として，スレッドごとに毎周期 5 種類のエラーチェック (デバイスエラーチェック，モータエラーチェック，リミットセンサチェック，関節動作範囲制限チェック，先端動作範囲制限チェック) を行い，多重インターロックシステムにより安全性の高いシステムを構築した．

4.3　蛇管ワイヤ系の制御

4.3.1　課題と従来研究

本節では，関節から離れた位置に配置したアクチュエータにより関節を駆動するために用いる蛇管ワイヤ方式 (ブレーキチューブ方式とも言う) のモデル化について述べ，これを制御するアルゴリズムについて述べる．

3.3.4 節で述べたように，本マニピュレータは MRI 環境下での動作を実現するために MRI 磁場中心から 750 [mm] 程度離れた位置に配置した超音波モータにより駆動される．駆動伝達ユニット内部のベルト伝達機構を経由し，その後，中継ボックスにて蛇管ワイヤ方式，あるいは蛇管ロッド方式により関節まで動力を伝達する．蛇管ロッド方式については次節で述べる．

蛇管ワイヤ方式とは，関節に取り付けられたワイヤを，可撓性を有するチューブの中に通し，ワイヤの端部を牽引することによって動力を伝達する手法のことである．通常は，1 関節に 2 本の蛇管ワイヤを取り付け関節の正転，逆転を実現する．小型化や軽量化を実現するために，関節にアクチュエータを配置できないような機構，例えば内視鏡先端の首振りや義手の指や関節などに用いられている．

本方式は関節にアクチュエータを配置する必要がないため関節を小型化できるが，以下に示す問題点により制御性が悪いことがわかっている．

1. ワイヤとチューブの間の摩擦：チューブをガイドとしてワイヤが動力を伝達するため，チューブとワイヤ間の摩擦による伝達ロスが大きい．
2. ワイヤの伸び：蛇管ワイヤ系の可撓性を優先するためワイヤは細径となり，牽引時のワイヤの伸びが無視できない．
3. ワイヤに発生するたるみ：ワイヤを牽引する一方でワイヤを送りださねばならないが，ワイヤを押すことができないためワイヤがたるむ．動作方向反転の際，このたるみが時間遅れの原因となる．
4. ワイヤ経路の短縮：チューブとワイヤの間に設けられたクリアランスを利用してチューブの中でワイヤが最短の経路をとるように経路が短縮される．張力が大きくなるにつれこの傾向は強くなる．経路が短縮することにより巻き取らねばならないワイヤ量が増える．
5. チューブの途中形状の変化による特性変動：可撓性を利用してチューブ自体が大きく変形することによりチューブとワイヤの摩擦力などが変動する．

これまで，ロボットの指や手をワイヤ牽引により駆動する機構や，これらを力制御で駆動する方法などが検討されている [86][87][88] が，ワイヤたるみのモデリングや目標指令値に対す

る先端位置追従を目的としたモデル化や制御系設計に関する報告はほとんど見当たらない．また，ワイヤのたるみや伸びに対応するために，1 関節を動かすために 2 つのアクチュエータを用いてワイヤの拮抗駆動による制御を行うものが多い [89]．文献 [90][91] にて，ワイヤのたるみをモデル化し，一次位相進みフィルタとノッチフィルタを組み合わせた目標値フィルタの設計について報告しているが，最終的なモデル化において摩擦の影響を無視している．また，内視鏡の視野の位置決めを目的としたもので，対象との接触を考慮していない．

本研究ではシステムの小型化を実現するため，1 関節に対し 1 アクチュエータで関節を制御する．モータ付属のエンコーダの情報を用いて，セミクローズドフィードバックにより関節を制御することを目的とし，評価のために関節部に測定用エンコーダをとりつけて実際の関節の挙動を計測する．なお，本システムは小型化と MRI 環境下での動作を目指しているため，強磁場下に配置されるマニピュレータ本体では力や位置情報を取得するためのセンサを用いることができない．

まず文献 [90] を参考に，一次位相進みフィルタによるワイヤたるみ制御を穿刺針の位置決め制御に適用した結果について述べ，本手法を本システムに適用する場合の問題点について述べる．次に，超音波モータから関節機構まで含めた伝達系に対し摩擦系を含めたモデリングを行い，測定用のエンコーダを用いずに関節を操作指令値に追従させることを目的としたワイヤたるみ補償アルゴリズムとその実験結果について述べる．ワイヤに発生する伸びやたるみ，経路の短縮などに起因する関節が動作し始めるまでに牽引しなければならない量を，ギヤのバックラッシに相当する要素とみなして等価バックラッシとして取り扱う．なおチューブの途中形状はマニピュレータの動作からほとんど影響を受けない構造としているため，チューブ形状による特性変動を考慮しない．

4.3.2 システム構成

本マニピュレータの蛇管ワイヤ系の構成と制御系のブロック線図を Fig.4.29 に示す．操作入力装置からマニピュレータ先端の位置姿勢の指令を受けると，ジョイントプランナーはマニピュレータの逆運動学を計算して関節への指令値 x_t を生成する．この x_t から 4.3.5 節で提案する整形アルゴリズムに従って指令値 x_a を生成する，あるいは本整形アルゴリズムを使用しなければ指令値 x_t と等価な指令値 x_a を生成する．モータは超音波モータを用いており，超音波モータに付属したエンコーダによりモータの回転角 x_m を取得することができる．操作指令値 x_a とモータ位置 x_m との偏差をとり，PD 補償器で操作量を演算し，モータアンプに指令電圧を入力する．制御用計算機の OS としてリアルタイム OS である QNX®(QNX Software Systems) を採用し，サンプリングタイム 1 [ms] で各軸 PD 制御を行っている．ワイヤが巻きつけられた関節は減速比 30 で駆動しており，これによりワイヤのたるみ誤差は 1/30 となる．

4.2.1.5 節で述べたマニピュレータの先端精度を評価するために，RCM (Remote Center of

Motion) 機構が実現するピボット点に，計測用のエンコーダをジンバル構造で配置し，マニピュレータへの指令信号に対する応答を計測した．RCM 機構を用いているため，ピボット点での挙動を計測すれば，穿刺針先端での位置精度が算出できる．つまり，穿刺針の先端での位置誤差 d_e[mm] は，体腔内での針長さを l_n[mm]，ピボット点での角度誤差を θ_e[deg] とすると，

$$d_e = l_n \theta_e \frac{\pi}{180} \tag{4.25}$$

となる．先端位置精度 3 [mm] を実現するためには，x-y-z の各軸では

$$\sqrt{x^2 + y^2 + z^2} = 3 \tag{4.26}$$

より，各軸平均 $\sqrt{3}$ [mm] 以内でなければならない．1 関節あたり先端位置精度 $\sqrt{3}$ [mm] を実現するためには，術具長さを 100 [mm] とすると 1 関節あたりの角度要求精度は 1 [deg] となる．なお，本システムでは，この測定用エンコーダ取り付け位置が患者体表上に位置し MRI の強磁場環境下となるため，このエンコーダを用いてフィードバック制御を行うことはできず，セミクローズドフィードバック制御の構成としている．

4.3.3　1 次位相進みフィルタによる位置決め制御

4.3.3.1　手法

文献 [90] では内視鏡のワイヤ牽引機構において，目標指令値に対する追従性を向上させることを目的として，対象を Fig.4.30 に示す 1 質点系の線形な簡易モデルとし，目標値フィルタ追従制御系の設計を行っている．ワイヤ牽引機構にセンサが取り付けられないため，フィードフォワード制御系を従来のモータ制御に前向きに追加した構成としており，位相遅れ特性を補償するために，Fig.4.29 の整形アルゴリズム部に一次位相進みフィルタによる目標値フィルタを配置することを提案している．

蛇管ワイヤ機構を用いている本穿刺針保持マニピュレータの制御においても，同様の一次位

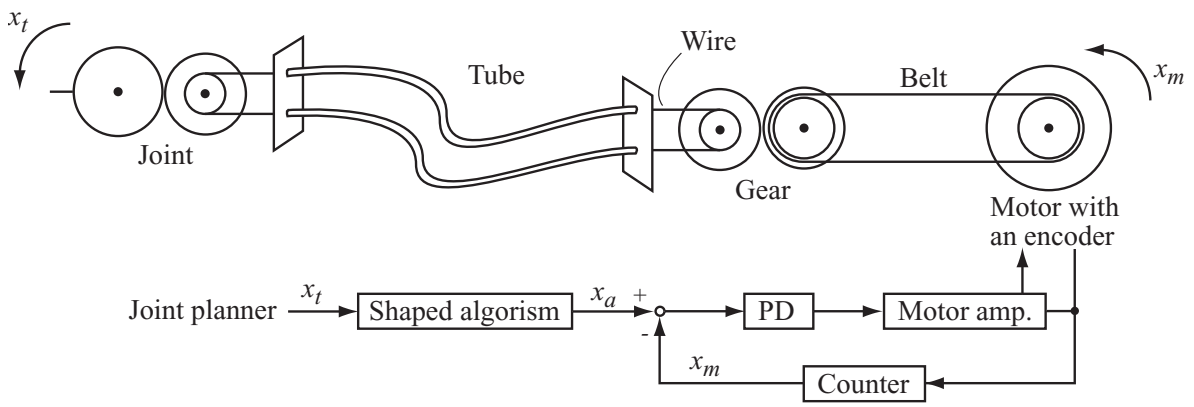


Fig.4.29　Overview of the tendon-wire system

相進みフィルタ $R_{(s)}$ により関節の位置決め制御を行った．

$$R_{(s)} = \frac{s\alpha T + 1}{sT + 1} \tag{4.27}$$

上記，α，T は実験的に求め，α= 2.9，T= 0.1 とした．

RCM 機構を構成している関節 1 を 3 [deg] 動かす台形指令値を与え，指令値と計測用エンコーダの値から，先端位置精度を評価した．入力した台形値信号は，穿刺針保持マニピュレータの操作入力装置である手元コントローラの標準モードで入力される信号と同じものである．なお，本実験は，計測用エンコーダが MRI 環境非対応であるため MRI 環境外にて行った．

4.3.3.2　実験結果

目標値フィルタによる関節 1 の時間応答を Fig.4.31 に示す．関節 1 への指令値 (Fig.4.31 の Reference) に対し，一次位相進みフィルタを適用した目標値 (Fig.4.31 の Filtered Reference) を生成し，これを超音波モータへ入力した．コントローラは，超音波モータ付属のエンコーダから取得された値 (Fig.4.31 の Encorder) を用いて，目標値に対するフィードバック制御を行っている．この時のピボット点での関節の動きを，計測用エンコーダにより計測した (Fig.4.31 の Real joint)．本グラフは 1 [ms] ごとにプロットしている．

収束時の誤差は 0.1 [deg] であり，目標とした 1 [deg] 以内に収束しており，充分な精度で位置決めが可能である．時間遅れに関しては，120 [ms] 程度の時間遅れが発生しており，目標時間遅れ 100 [ms] に対しては充分ではない．穿刺針の位置決めにおいては，時間遅れは問題にならないが，術具操作においてはさらに低減する必要がある．

4.3.3.3　考察

本手法は，内視鏡の位置決めや穿刺針の位置決めなどには効果的な手法であることがわかった．しかし，この制御方法では，Fig.4.31 からわかるように，目標値に対しオーバーシュート

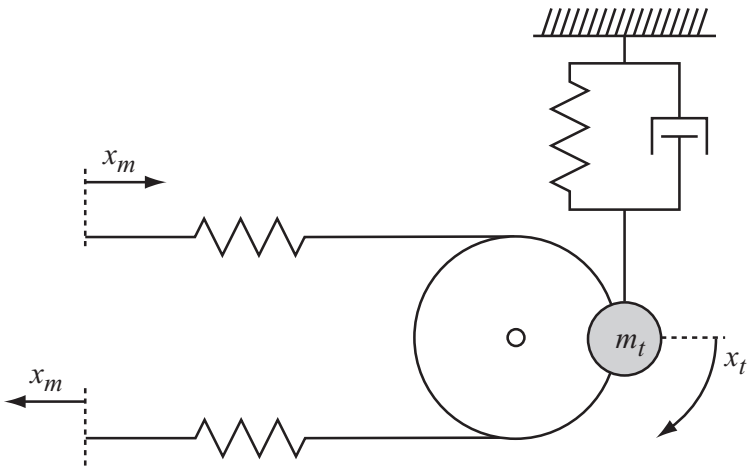


Fig.4.30　Model of one mass and wire system

するような指令値を生成して，たるんだワイヤを巻き取り，目標値が一定値になると巻き取ったワイヤを戻し，ワイヤ上のたるみを Fig.4.32 左のように均一化させる．この動きは位置決めでは問題ないが，術具が何かと接触したり外乱を受けたりするとワイヤのたるみ分が，ガタとして関節が動く．ワイヤのたるみがある限り，この問題は完全には解決することはできないが，関節を動かすために巻き取ったワイヤのたるみは戻さずに Fig.4.32 右のようにテンションを保ち続けられれば関節進行方向で物体と接触しても関節ががたつくことはない．そこで，これを実現するために，本システムを摩擦モデルを含めてモデリングし，ワイヤのたるみが発生するメカニズムを推察し新たな制御アルゴリズムを提案する．

4.3.4　モデル化とシミュレーション

4.3.3 節までは穿刺針保持マニピュレータの位置決め制御を行っていたが，以降は臓器との接触等の機会が多い術具駆動マニピュレータの蛇管ワイヤ系について述べる．蛇管ワイヤ方式はワイヤを牽引することにより関節を駆動するが，その一方でワイヤを送りだす必要がある．ワイヤ自体には剛性がないので，ワイヤ送り出しの際チューブとワイヤの摩擦の関係よりワイ

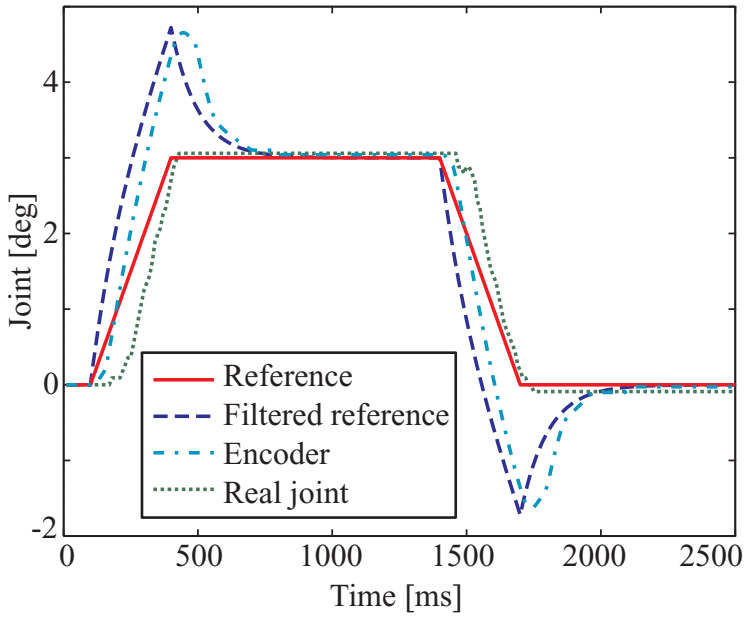


Fig.4.31　Response of filterd reference

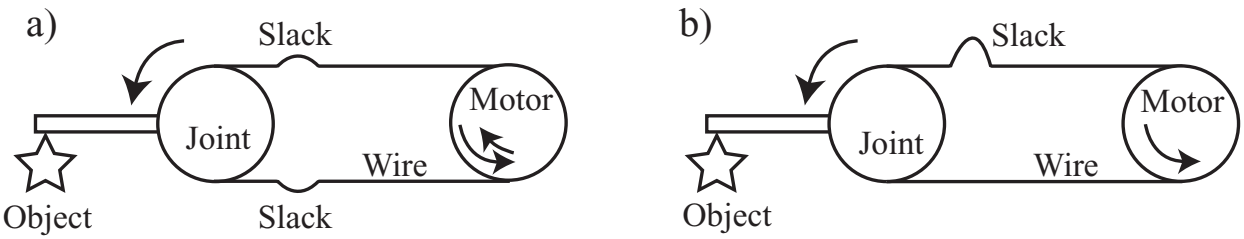


Fig.4.32　Wire slack condition (a: Filterd reference method, b: Proposed method)

ヤにたるみが生じ，送り出されるワイヤからは関節は力を受けない．

ワイヤのたるみおよびワイヤとチューブ間のたるみや摩擦など非線形要素を含めた 1 質点系の簡易モデルを Fig.4.33 に示す．関節部には，Fig.4.34 に示す測定用のエンコーダをとりつけており，モータ付属のエンコーダと共に系への入出力を計測することができる．M_t を関節部等価質量，k_t を関節にかかる剛性，c_t を関節にかかる粘性，k_{wl}，k_{wr} をワイヤ剛性，x_s をワイヤのたるみやギヤのバックラッシ等をまとめた等価バックラッシとし，ワイヤとチューブ間に発生する摩擦を $F_{friction}$ とした．このモデルを数式で書き下すと下記となる．

$$M_t \ddot{x}_t = F_{sum} - F_{friction} \tag{4.28}$$

ただし，関節部にかかる力 F_{sum} は，Fig.4.33 の左側のワイヤから受ける力を F_{wl} と右側のワイヤから受ける力を F_{wr} として，

$$F_{sum} = F_{wl} - F_{wr} - k_t x_t - c_t \dot{x}_t \tag{4.29}$$

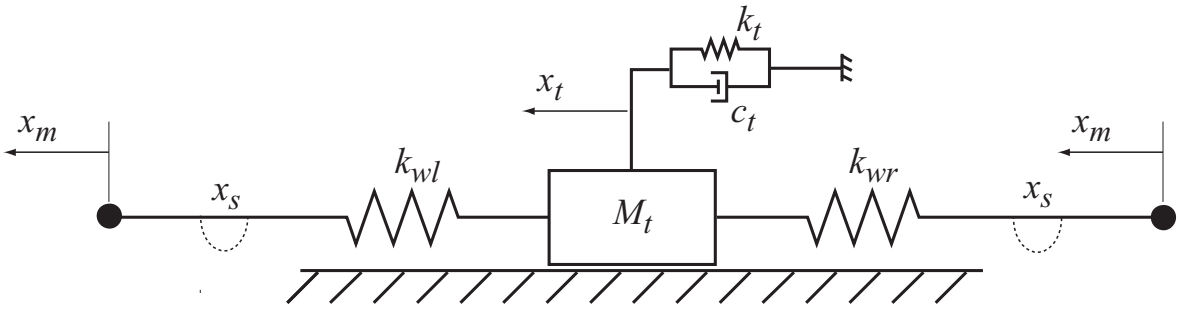


Fig.4.33　New model of tendon-wire system

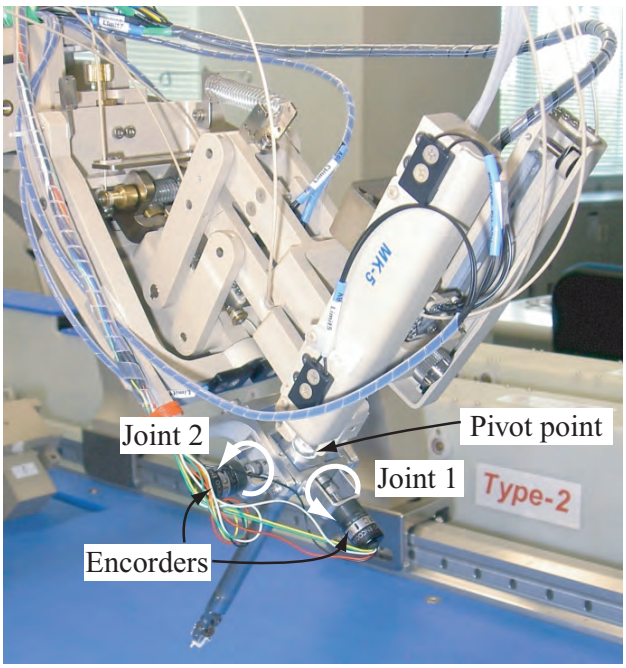


Fig.4.34　Tool-drive manipulator with encoders

と表せる．$F_{wl,}F_{wr}$ は不感帯関数 $\psi_{(x)}$ を用いて下記のように表せる．

$$F_{wl} = k_{wl}\psi_{(x_m - x_t - x_s)} \tag{4.30}$$
$$F_{wr} = k_{wr}\psi_{(x_t - x_m - x_s)} \tag{4.31}$$

不感帯関数 $\psi_{(x)}$ では，入力が負の時はワイヤがたるんでいるとして，力を発生させないために出力を 0 とし，入力が正の時はワイヤの伸びとして入力値をそのまま出力する．

$$\psi_{(x)} = \begin{cases} x & (x \geq 0) \\ 0 & (x < 0) \end{cases} \tag{4.32}$$

また，摩擦力 $F_{friction}$ を関節が動作中，静止中，その間の遷移状態の 3 状態として

$$F_{friction} = \begin{cases} sign(\dot{x})\, F_{sliding} & (\dot{x}_t \neq 0) \\ F_{sum} & (\dot{x}_t = 0,\ |F_{sum}| < F_{static}) \\ sign(F_{sum})\, F_{static} & (\dot{x}_t = 0,\ |F_{sum}| \geq F_{static}) \end{cases} \tag{4.33}$$

と表す．なお，$F_{sliding}$ は動摩擦力，F_{static} は静摩擦力である．符号関数 $sign(x)$ は，下記のように定義している．

$$sign(x) = \begin{cases} 1 & (x > 0) \\ 0 & (x = 0) \\ -1 & (x < 0) \end{cases} \tag{4.34}$$

これをブロック線図にて表すと，Fig.4.35 のようになる．Fig.4.35 中のワイヤシステムはサブモデルとして Fig.4.36 のブロック線図で表される，また，摩擦力の状態変化は状態遷移モデルを用いて Fig.4.37 に表され，Fig.4.36 中の摩擦力をサブモデルとして Fig.4.38 のブロック線図で表される．本モデルではワイヤシステムモデルから計算された関節速度 $\dot{x}_t$ が 0 ($Novelocity = 1$) となる瞬間を判別し，F_{sum} と共に状態遷移モデルへ入力する．状態遷移モデルでは，静止状態を表す S_{stuck} と動作状態を示す $S_{sliding}$ を設定し，状態 S_{stuck} から $S_{sliding}$ への遷移条件は力の総和 F_{sum} が静摩擦力 F_{static} を超えること，状態 $S_{sliding}$ から S_{stuck} への遷移条件は速度 $\dot{x}_t$ が 0 ($Novelocity = 1$) で力の総和 F_{sum} が静摩擦力 F_{static} 以下であることとした．状態遷移モデルからの出力は静止状態 S_{stuck} か動作状態 $S_{sliding}$ かを変数 $stuck$(静止状態=1, 動作状態=0) とし，ワイヤシステムモデルへ入力した．

Fig.4.34 に示す関節 1 に対して行った実験データを用いて, 本モデルに対し Matlab®simulink (MathWorks, Inc.) 上でパラメータ推定を行った．入力信号は，ジョイントプランナーを用いずに，関節 1 の動作範囲の半分である振幅 15 [deg] で，周期 10 [s] の正弦波とした．なお，整形アルゴリズムは用いていない．マニピュレータの初期状態は，ワイヤが巻きつけられたプーリが正逆転の中心に位置するよう配置してから実験を行った．指令値と測定用エンコーダによって測定された実験値，およびシミュレーションによる値を Fig.4.39 に示す．本グラフの実験値は 10 [ms] ごとにプロットされたものであり，以降のグラフも同様である．

この時，推定されたパラメータは,

関節部等価質量：M_t= 9.65 [kg]
関節にかかる剛性：k_t= 2910 [N/m]
関節にかかる粘性：c_t= 515 [kg/s]
ワイヤ剛性：k_{wl} = k_{wr}= 23518 [N/m]

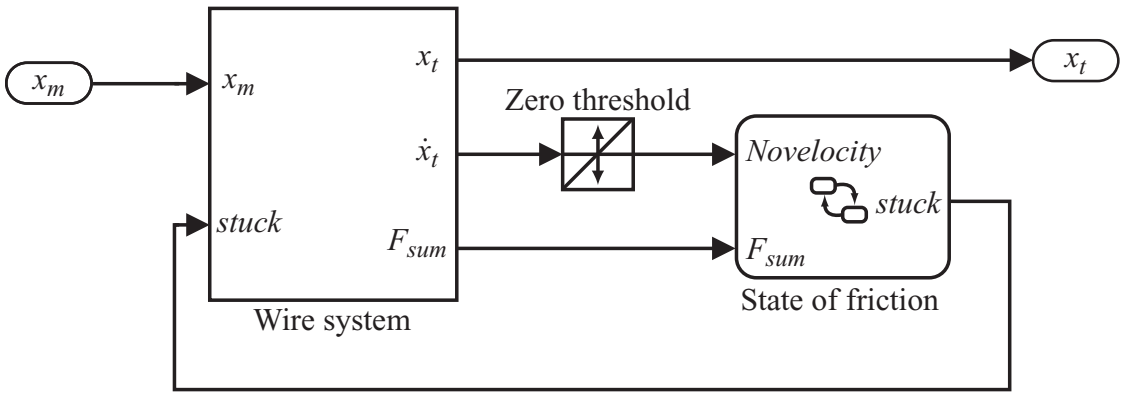


Fig.4.35　Block diagram of the tendon-wire system

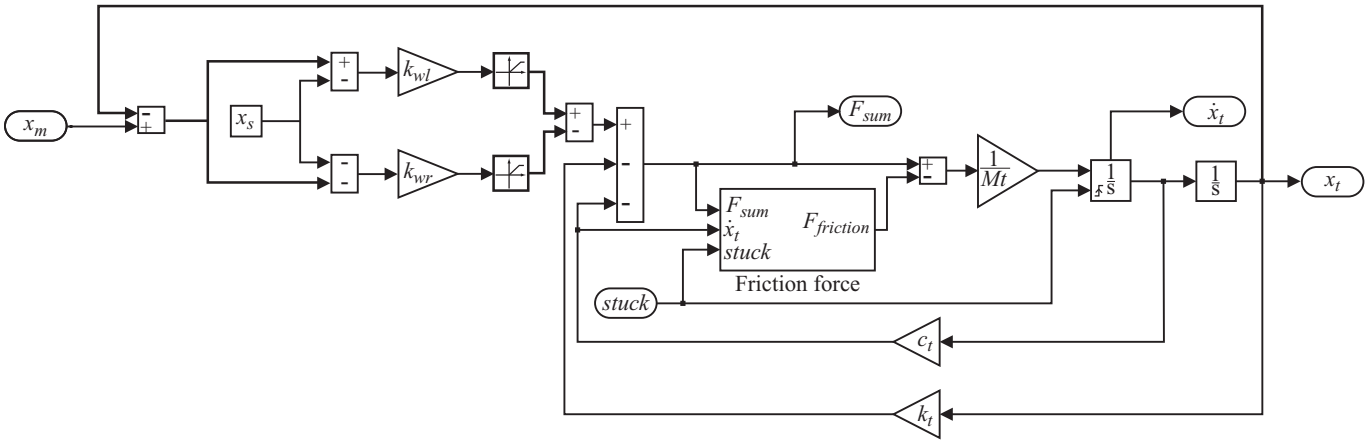


Fig.4.36　Block diagram of the wire system

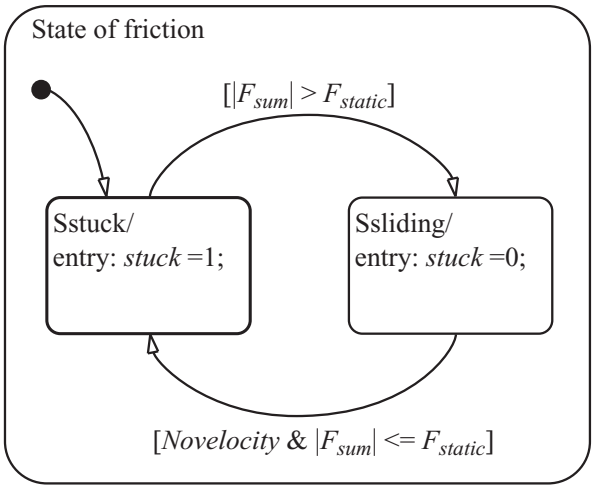


Fig.4.37　Stateflow of the friction

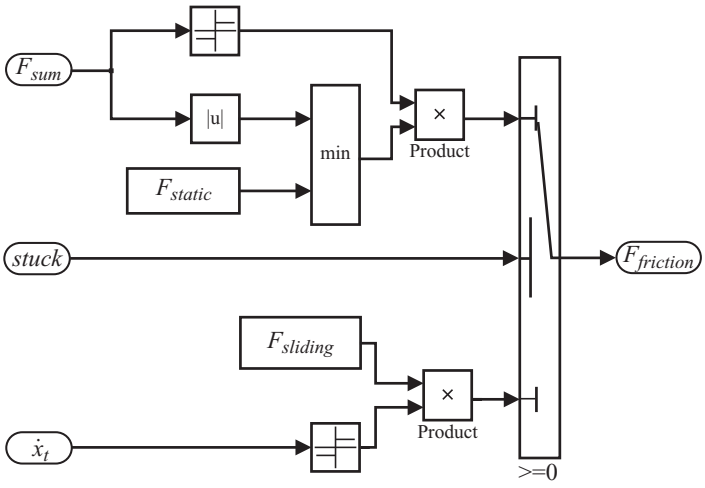


Fig.4.38　Block diagram of the friction force

等価バックラッシ：$x_s = x_{sd} \times (\pi/180) \times 3 \times 30 \times 10^{-3}$ [m]
ワイヤとチューブ間に発生する動摩擦力：$F_{sliding}$= 50 [N]
ワイヤとチューブ間に発生する静摩擦力：F_{static}= 51 [N]

となった．等価バックラッシ x_s から，減速比 30 とワイヤが巻き付けられているプーリ半径 3 [mm] を用いて関節角度相当量 x_{sd} は 0.12 [deg] となる．ワイヤ剛性 k_{wl}，k_{wr} に関しては，数式上では別々のワイヤ剛性としていたが，計算量を低減するために同じ値として計算した．以降，ワイヤ剛性は k_w と記す．

指令値に対し計測用エンコーダから得られた結果から，大幅な遅延と振幅の減少が生じていることがわかる．信号の立ち上がり時には 170 [ms] の遅れがあり，振幅のピーク時には 2.75 [deg] の減少がある．

4.3.5　目標値整形アルゴリズムの設計

推定されたパラメータから，指令値と実験値に乖離ができる原因は，ワイヤとチューブ間の摩擦が大きいことに由来すると推測できる．静摩擦力 F_{static} を打ち消すためにワイヤに力をかけると，F_{static}/k_w (=2.1 [mm]．関節 1 の角度に変換すると 1.37 [deg]) 分ワイヤが伸びる．さらに，等価バックラッシ量も含めると，信号立ち上がり時に巻き取らねばならないワイヤ長さ

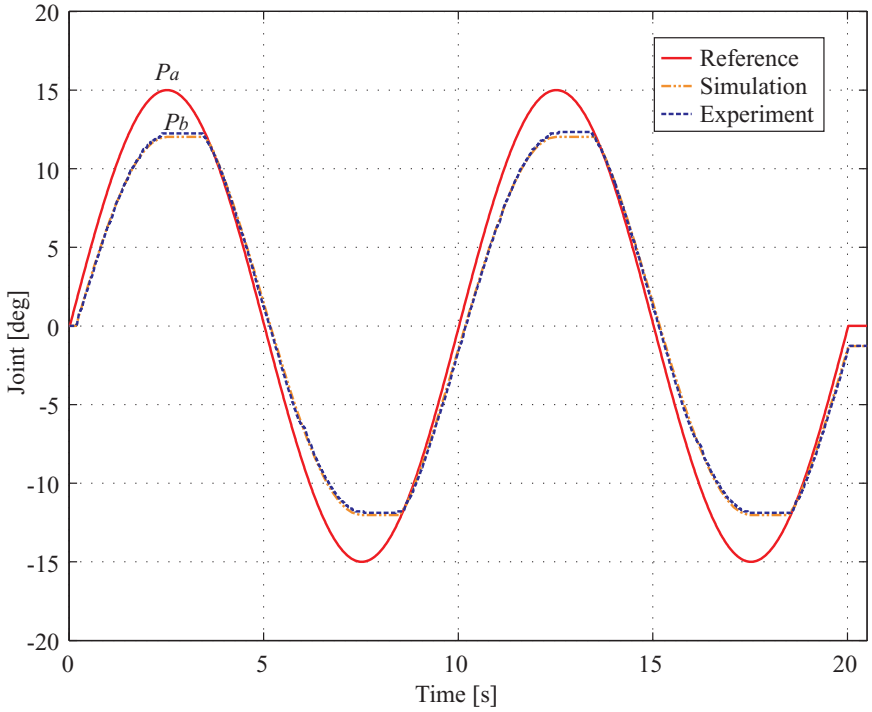


Fig.4.39　Response of tendon-wire mechanism (no shaped algorism)

x_{sm} は，

$$x_{sm} = x_s + \frac{F_{static}}{k_w} \tag{4.35}$$

となる．x_{sm} を関節 1 の角度相当量 x_{smd} に変換すると 1.49 [deg] となる．

また，実際に関節が動き出して以降も，指令値の傾きと実験値の傾きが乖離していくことから，4.3.1 節でも述べたようにワイヤの伸びと共にワイヤ経路の短縮などにより，余分に巻き取らねばならないワイヤ長さが発生していると考えられる．本実験では Fig.4.39 に示すように指令値の振幅ピーク P_a (=15 [deg]) に対し，実際は P_b (=12.25 [deg]) しか得られていない．本システムではワイヤにかかるテンションを計測できないので，関節にかかる剛性も踏まえてワイヤ牽引距離に応じて余分なワイヤ巻取り量が発生していると仮定する．角度 P_b 分を牽引するために必要なワイヤは，指令角度 P_a から静摩擦力を打ち消すために牽引した x_{smd} 分を引いた値に比例していると考え，ワイヤ牽引距離に対するワイヤの余剰係数を K_r として，

$$K_r = \frac{P_a - x_{smd}}{P_b} \tag{4.36}$$

を計算すると，本システムでは K_r= 1.10 となる．

上記より，動作方向反転時に静摩擦力を打ち消す力に相当するワイヤ長さ x_{sm} を巻き取り，ワイヤを巻き取るにつれてワイヤの伸び分を補償して巻き取り量を K_r 倍に増やす必要があることがわかる．これを指令値に対する整形アルゴリズムとし，Fig.4.40 にブロック線図を示す．指令値に対しワイヤ牽引に伴う伸び分を補償する係数 K_r をかけた値に，時々刻々の指令値の差分値を監視し，その正負の逆転にあわせて静摩擦力の打ち消しに必要なワイヤ伸び分 x_{sm} を加える．回転の反転時には，これまでの動作によりたるんだワイヤ長さ x_{sm} を打ち消し，これから動作するために必要な静摩擦力相当分 x_{sm} を巻き取るという動作となり，x_{sm} の 2 倍を巻き取る．ただし，指令値の微小な振動や計算誤差による正逆転の反転時には巻き取りを実行しないように，正逆転時の不感帯を設定した．なお，Fig.4.40 中の Memory とは一つ前の信号値を出力するものである．これを用いて時々刻々の指令値の差分を算出し，立ち上がりあるいは立ち下がり時点から積算することにより正逆転時の不感帯への入力値としている．さらに，正逆転時の急激なワイヤ指令値の変化を軽減するために，ローパスフィルタを追加した．

本アルゴリズムは，指令値の正逆転を監視し，反転の指令が認められてから逆方向へのワイ

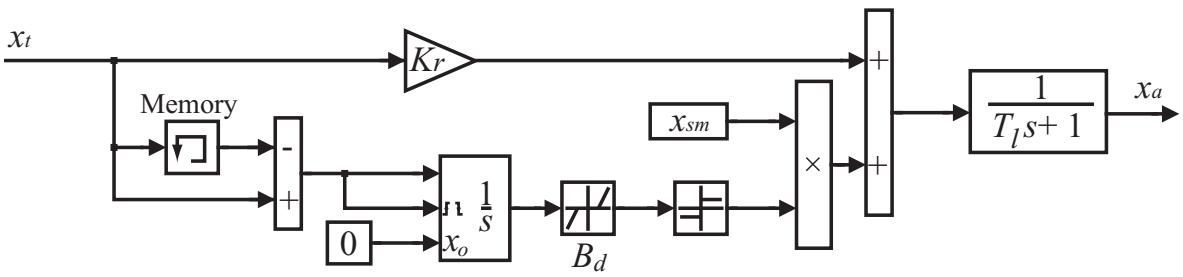


Fig.4.40　Block diagram of the shaped algorism

ヤ巻き取りを実行するため，定常時にはワイヤは常に進行方向にテンションが保たれる．

4.3.6　結果

上記整形アルゴリズムを用いてシミュレーションおよび実験を行った結果が Fig.4.41 である．この時の指令値と実験値の差と，整形アルゴリズムを用いなかった場合 (Fig.4.39) の誤差をプロットしたものが Fig.4.42 である．これらより，指令値に対する差が大幅に減少し，ピボット点での関節角度誤差の目標値 1 [deg] に対し 0.8 [deg] を実現した．これにより，術具長

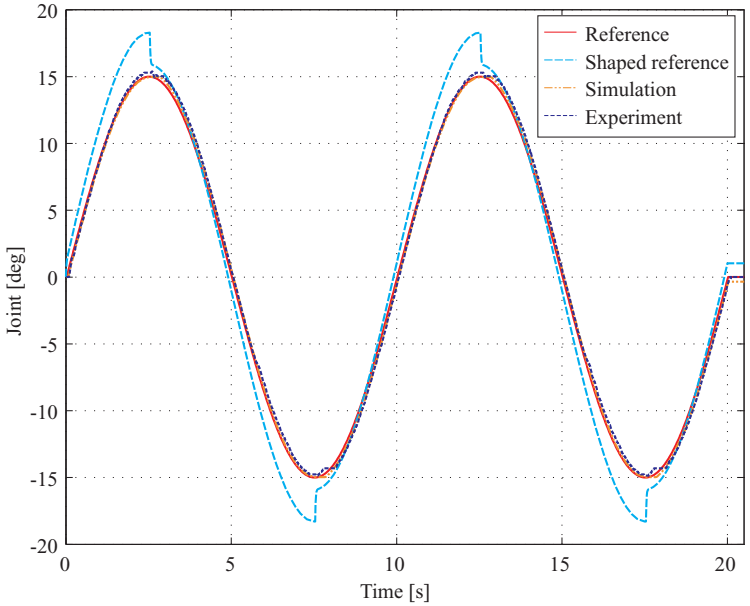


Fig.4.41　Response of tendon-wire mechanism using shaped reference

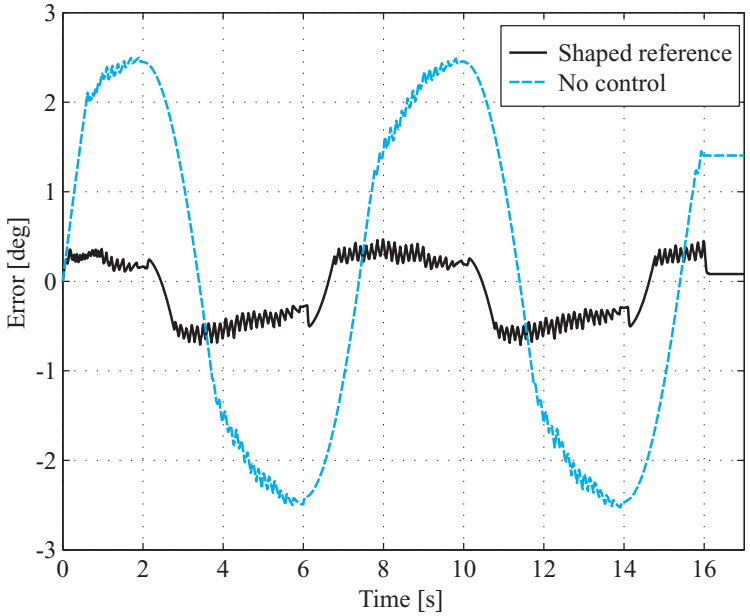


Fig.4.42　Error of tendon-wire mechanism (Fig.4.39 and Fig.4.41)

さを 100 [mm] とすると，関節 1 による術具先端誤差は 1.4 [mm] となる．位置 3 自由度による位置誤差に換算しても，術具先端誤差は 2.4 [mm] となり目標先端誤差 3 [mm] を達成した．また，信号立ち上がり時の時間遅れについても Fig.4.41 より 90 [ms] と読み取れ，整形アルゴリズムを用いない時に比べ半減し，目標値 100 [ms] 以下を実現することができた．なお，牽引長さに比例したワイヤ伸び係数およびワイヤ巻き取り量は，上記設計値を基に実験的に求めた結果，K_r= 1.14，x_{smd}=1.2 [deg] であることがわかった．なお，巻き取りの不感帯を関節角度 0.03 [deg] 相当量とし，ローパスフィルタの時定数を $T_l = \frac{1}{2\pi\times 10}$ とした．

上記のパラメータを用いて，波形や振幅，周期を変えて行った実験の時間応答の結果を

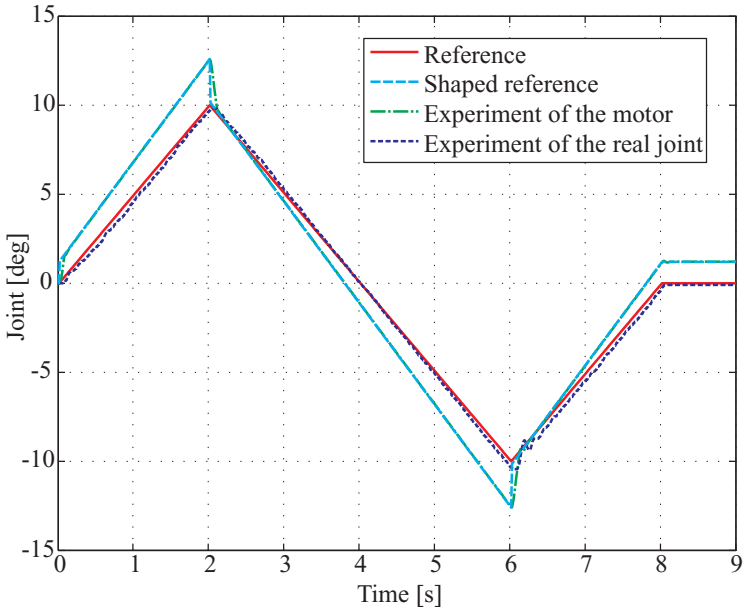


Fig.4.43　Response of shaped reference (triangle wave, amplitude = 10 [deg], cycle = 8 [s])

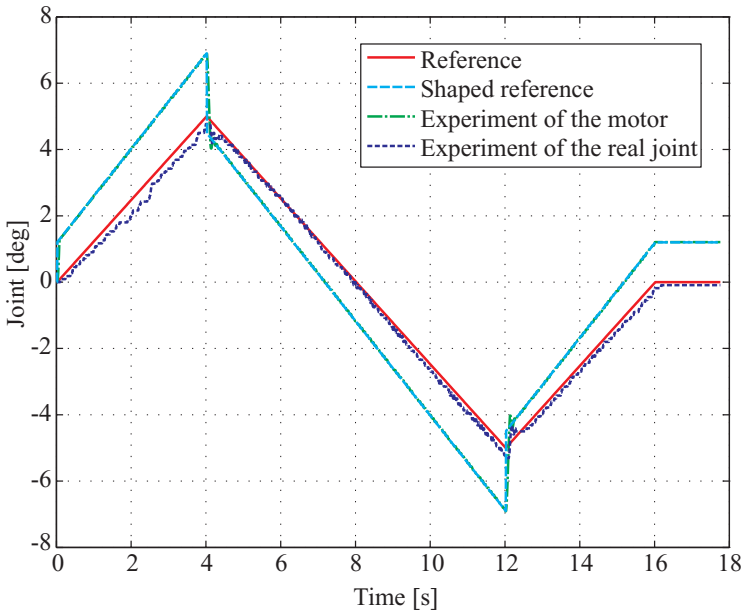


Fig.4.44　Response of shaped reference (triangle wave, amplitude = 5 [deg], cycle = 16 [s])

Fig.4.43〜Fig.4.47 に示す．波形や振幅，周期にかかわらず本アルゴリズムおよび上記パラメータが充分に機能していることがわかる．なお，これらのグラフではモータ付属のエンコーダ値をプロットしている．なお，上記アルゴリズムは関節 2 においても同様に適用することができた．

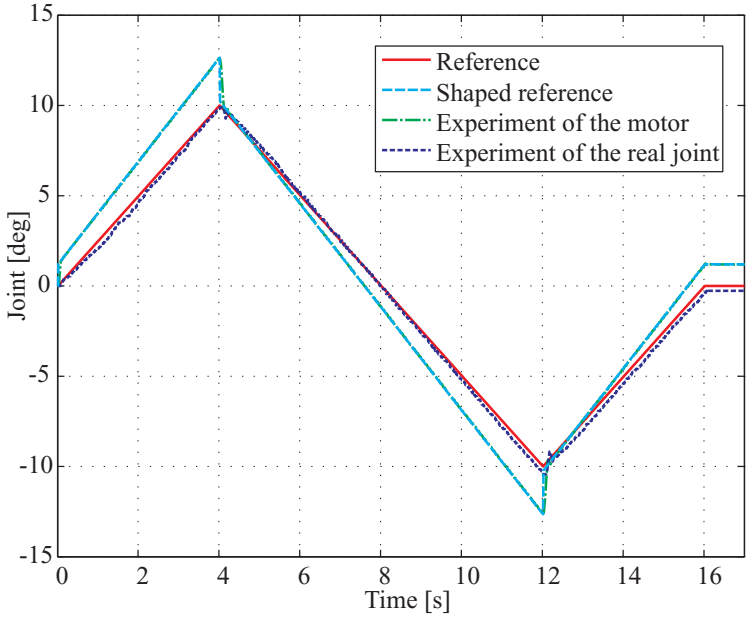


Fig.4.45　Response of shaped reference (triangle wave, amplitude = 10 [deg], cycle = 16 [s])

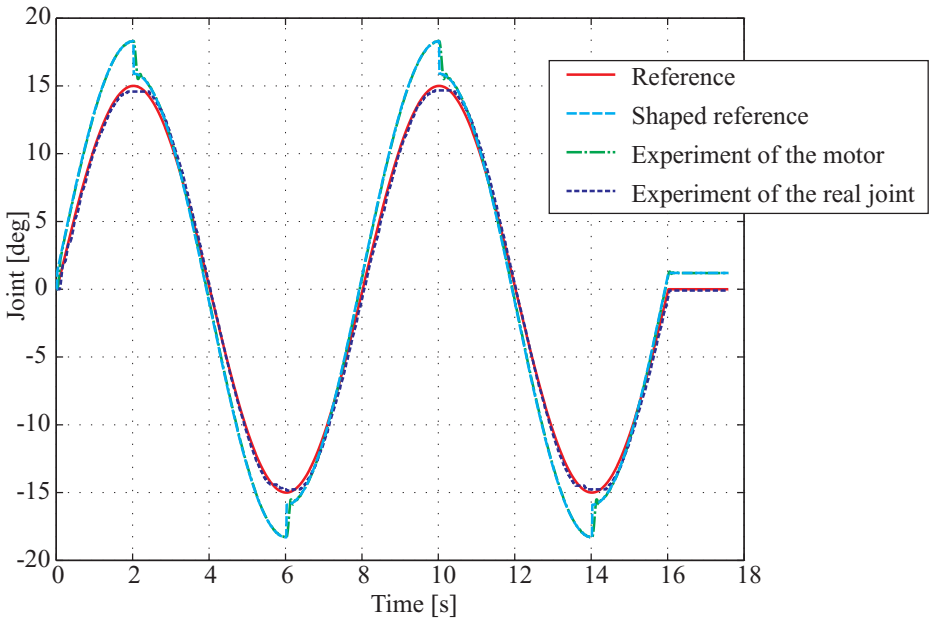


Fig.4.46　Response of shaped reference (sin wave, amplitude = 15 [deg], cycle = 8 [s])

4.3.7　考察

4.3.7.1　モデル化について

シミュレーション結果が実験データと同様の結果を示しており，モデル化が妥当であることがわかる．例えば，使用したワイヤはポリアリレート繊維 (クラレ製ベクトラン ®) であり，公開されている引張弾性率 10620 [kgf/mm^2] と，ワイヤ半径 0.25 [mm]，長さ 800 [mm] から，ワイヤのバネ係数は 25544 [N/m] と計算でき，ほぼ同様の値が推定できていることがわかる．

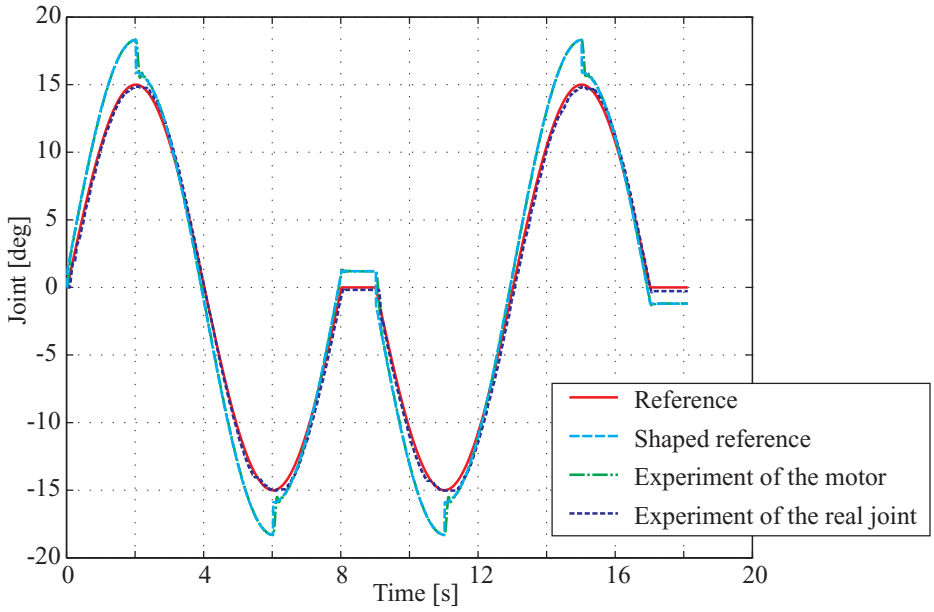


Fig.4.47　Response of shaped reference (sin wave, amplitude = 15 [deg], cycle = 8[s])

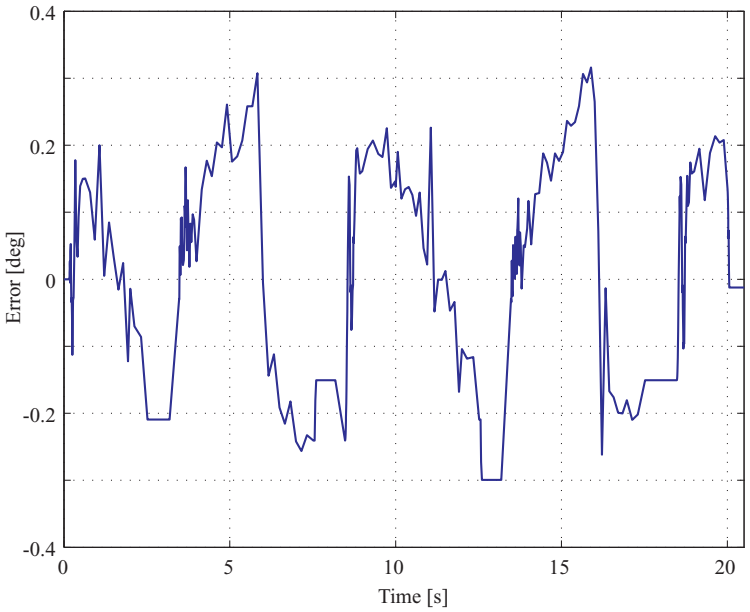


Fig.4.48　Error between simulation data and experiment data of Fig.4.39

また，Fig.4.39 の実験で行った実験値とシミュレーション値の誤差を Fig.4.48 に示す．平均誤差は 0.10 [deg] で，最大誤差は 0.32 [deg] であった．これは目標としてる関節誤差 1 [deg] に比べ十分小さな値であり問題ない．なお，関節剛性の値が高いのは，関節のバックラッシを低減させるためにバネを配置し，関節自体にテンションをかけているためである．

4.3.7.2 目標値整形アルゴリズムについて

指令値のピーク前後における整形アルゴリズムによる指令値の急激な変化に対しても，モータが激しく振動することなく追従できていることがわかる．Fig.4.44 では y 軸のスケールが大きくなっているため偏差が大きく見え，指令値と実験値が乖離しているように見えるが，関節目標誤差 1 [deg] に対し充分な追従ができている．平均誤差は 0.59 [deg] で最大誤差は，0.95 [deg] であった．なお，実験値の細かい振動は，ウォームギヤでのスティックスリップと考える. より正確なシミュレーションを実現するためにはウォームギヤのモデル化が必要であるが, 本目的に対しては現在のモデルで充分である．

定常状態 (Fig.4.43 では 20 [s] 以降，Fig.4.44 では 16 [s] 以降，Fig.4.45 では 8 [s] 以降，Fig.4.46 では 16 [s] 以降，Fig.4.47 では 8 [s] から 9 [s] および 17 [s] 以降) での実験値および整形アルゴリズムによる指令値から，進行方向にワイヤテンションが張られていることがわかる．これより，対象との接触においても関節がガタつくことはない．

4.4 蛇管ロッド系の制御

4.4.1 蛇管ロッド機構

蛇管ワイヤ方式は，ワイヤのたるみ等により制御性が悪化する欠点のほかに以下の問題がある．

1. 長時間の使用によりワイヤが疲労破断する可能性が高い．
2. 蛇管チューブの中にワイヤを通す作業が難しく，組立やメンテナンスに時間がかかる．
3. 関節 1 つにつき，関節を動かすために牽引する蛇管ワイヤと，次の逆回転のためにワイヤを送り出す蛇管ワイヤの 2 本のチューブが必要となり，関節が多くなるにつれて設計の自由度が少なくなる．

特に，術具機構の駆動のような小さな機構部 (ϕ10 [mm] 程度) に大きな力 (5 [N] 程度) がかかり，常に複雑なサーボ駆動がなされる場合，ワイヤは疲労破断しやすくメンテナンスに時間がかかる．そこで，マニピュレータの関節とアクチュエータの位置を分離し自由な配置を実現するという利点を生かしつつ，上記の問題を抜本的に解決する蛇管ロッド機構を開発した．

蛇管ロッド機構とは，可撓性を有するチューブの中に，可撓性を有しつつ剛体であるロッドを通し，ロッドの押し引きにより動力を伝達する機構である．具体的には，テフロン®(PRFE (四弗化エチレン樹脂)) チューブの中に可撓性を有するエンジニアリングプラスチックである PEEK® のロッド (仁礼工業) を通し，PEEK® ロッドの両端にラックを取り付け，駆動力を直動運動として伝達する．Fig.4.49 に開発した蛇管ロッド機構を示す．蛇管ロッド機構では，ロッドの剛性により蛇管ワイヤ方式のようにロッドが断裂するということが発生しにくく，メンテナンスの必要頻度が大幅に低減する．また，蛇管ワイヤ方式のように 1 自由度に 2 本の管を必要とすることなく，一本のロッドの押し引きにより動力を伝達するため空間効率がよい．さらに，ロッドの伸びによるたるみといった問題が発生しにくく，構造体はすべて樹脂であるため強磁場を有する MRI 環境下でも利用できる．

蛇管ロッド機構のデメリットとしてはロッドの押し引きにより動力を伝達するため，チューブから押し出されてロッドが突出する長さに限界がある．つまり，伝達する力の大きさと長さによっては，ロッドが座屈して動力を伝達できなくなる問題が生じる．PEEK® ロッドがチューブから突出する部分を Fig.4.50 に示す両端固定の長さ l_r の円柱と仮定すると，座屈荷

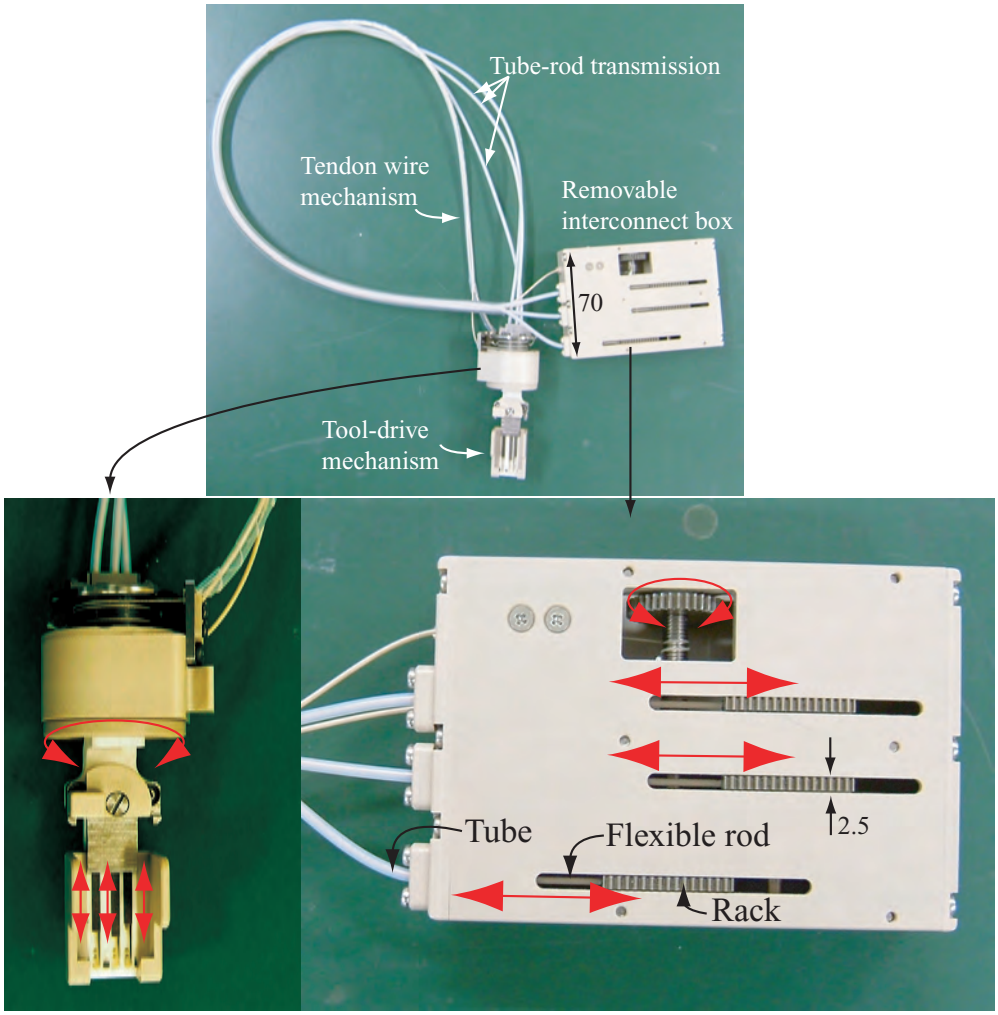


Fig.4.49　Tube-rod mechanism

重 F_k は

$$F_k = 4\frac{\pi^2 EI}{{l_r}^2} \tag{4.37}$$

となる．ただし，E はヤング率，I は断面 2 次モーメントである．円柱の断面 2 次モーメント I は，直径を d_r として

$$I = \frac{\pi}{64}{d_r}^4 \tag{4.38}$$

である．本機構で使用する超音波モータによって PEEK® ロッドにかけることができる最大の力は 160 [N] を F_k とすると，PEEK® ロッドの円柱直径 d_r=1.5 [mm]，ヤング率 $E = 3.6\times10^9$ [Pa] であるので，l_r = 14.9 [mm] で座屈する．そこで直動可能伝達範囲を 14 [mm] とした．

4.4.2　モデル化とシミュレーション

本マニピュレータで用いた蛇管ロッド系のモデリングを行う．蛇管ロッド系の構成と制御系のブロック線図を Fig.4.51 に示す．蛇管ロッド機構を経て伝達された力は，術具内にて剛体のラックロッドを駆動して術具先端の関節を駆動する．Fig.4.52 に示すように術具先端部のギヤとかみ合うように測定用のエンコーダを取り付ける．測定用エンコーダの都合上，術具先端のグリッパーには取り付けることはできないので，この測定用エンコーダの値を術具先端グリッパーの角度と仮定して動作を解析する．ジョイントプランナーからモータまでの制御系は，蛇管ワイヤ機構と同様である．

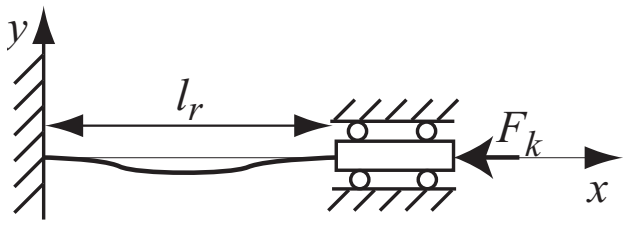


Fig.4.50　Buckling model of rod

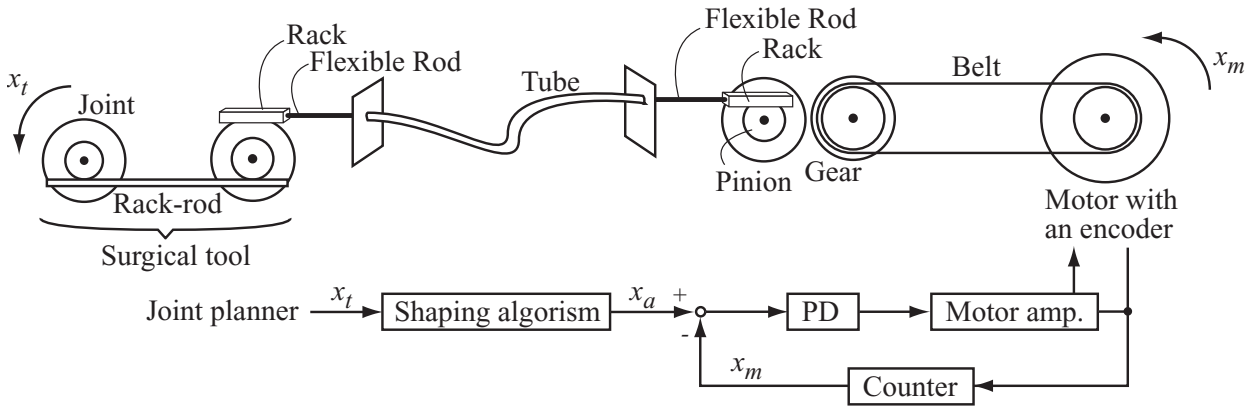


Fig.4.51　Overview of tube-rod mechanism

ロッドとチューブの間のクリアランスから発生する不感帯や，ギヤ間のバックラッシなどを等価バックラッシとしてまとめ，Fig.4.53 に示す 1 質点系のモデルとして簡易化した．M_t を関節部等価質量，k_t を関節にかかる剛性，c_t を関節にかかる粘性，k_{rod} をロッドの剛性，等価バックラッシをバックラッシ関数 $\phi_{(x)}$ とし不感帯の幅を Fig.4.54 に示すように B_l とした．ロッドとチューブ間に発生する摩擦を $F_{friction}$ とした．このモデルは次式で表現できる．

$$M_t\,\ddot{x}_t = k_{rod}\phi_{(x_m - x_t)} - k_t x_t - c_t\,\dot{x}_t - F_{friction} \tag{4.39}$$

ただし，摩擦力 $F_{friction}$ は関節が動いている状態と静止している状態，状態間の遷移状態の 3 状態として

$$F_{friction} = \begin{cases} sign(\dot{x})\,F_{sliding} & (\dot{x}_t \neq 0) \\ F_{sum} & (\dot{x}_t = 0,\ |F_{sum}| < F_{static}) \\ sign(F_{sum})\,F_{static} & (\dot{x}_t = 0,\ |F_{sum}| \geq F_{static}) \end{cases} \tag{4.40}$$

と表す．$F_{sliding}$ は動摩擦力，F_{static} は静摩擦力であり，関節部にかかる力 F_{sum} は，

$$F_{sum} = k_{rod}\phi_{(x_m - x_t)} - k_t x_t - c_t\,\dot{x}_t \tag{4.41}$$

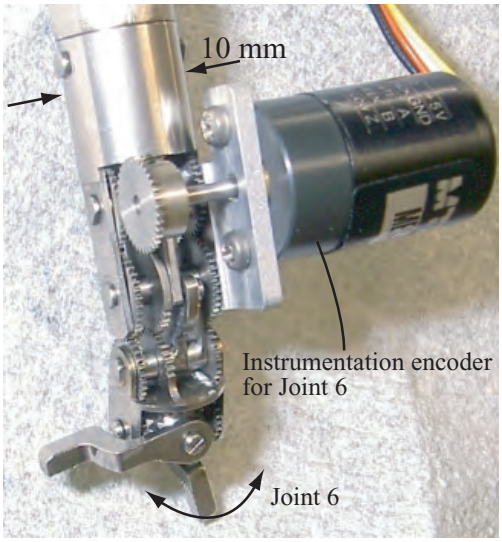


Fig.4.52　Mesurement object with the encoder

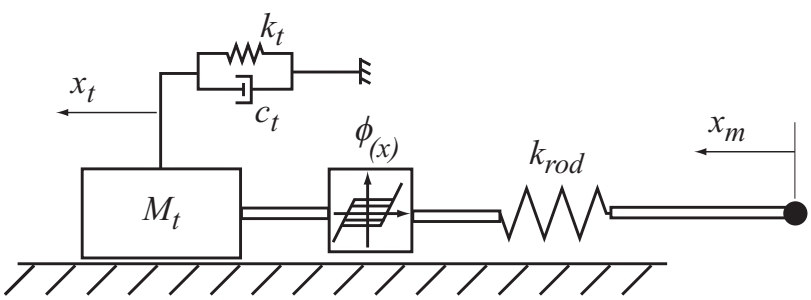


Fig.4.53　Model of tube-rod mechanism

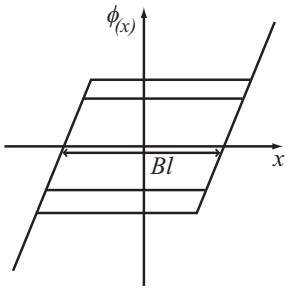


Fig.4.54　Model of backlash

である．

これをブロック線図にてあらわすと Fig.4.35 と同様になり，ワイヤシステムに当る部分がロッドシステムとして Fig.4.55 のブロック線図で表わせる．摩擦モデルの状態遷移図や摩擦力のサブモデルは，Fig.4.37，Fig.4.38 と同じである．蛇管チューブ系と同様に，本モデルを Matlab®/simulink (MathWorks, Inc.) 上で，関節 6 について実際の実験データを用いたパラメータ推定を行った．入力指令値は，術具先端グリッパー関節の動作範囲の半分である振幅 45 [deg] で，周期 8 [s] の正弦波とした．上記指令値と整形アルゴリズムを用いずに行った実験での測定用エンコーダによって測定された実験値，およびシミュレーションによる値を Fig.4.56 に示す．関節の初期位置はバックラッシの中間位置としている．

このシミュレーションにより推定されたパラメータは，

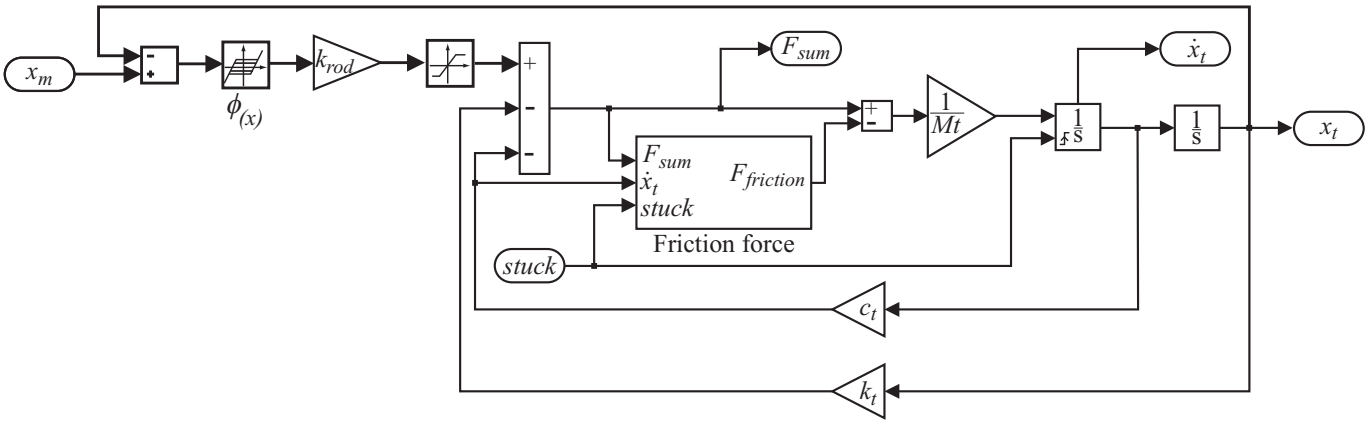


Fig.4.55　Block diagram of tube-rod system

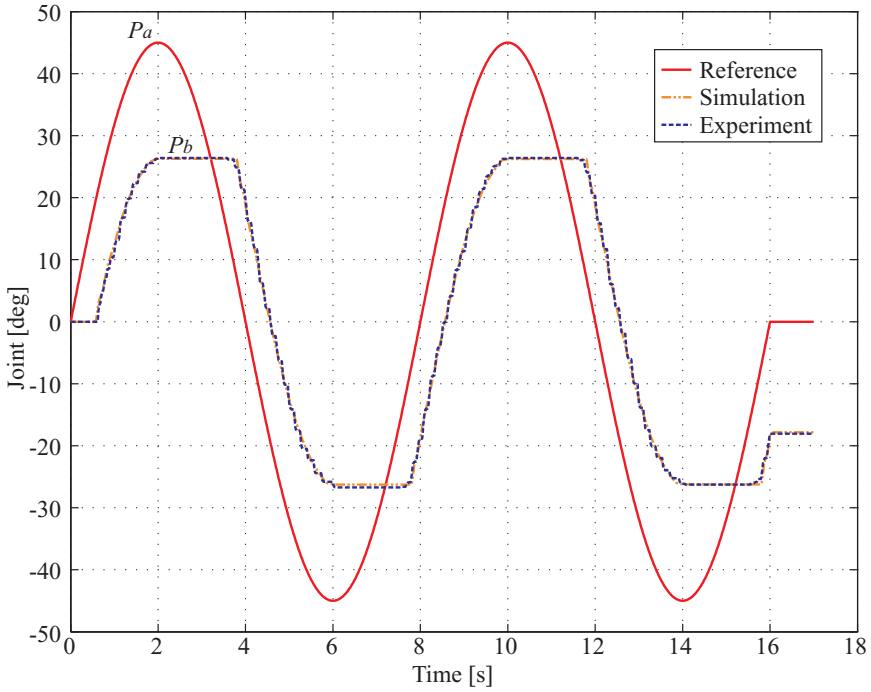


Fig.4.56　Response of tube-rod mechanism (no shaped algorism)

関節部等価質量：M_t= 3.86 [kg]
関節にかかる剛性：k_t= 315 [N/m]
関節にかかる粘性：c_t= 212 [kg/s]
ロッドなどの剛性：k_{rod}= 21187 [N/m]
ギヤやロッドなどの不感帯幅：$B_l = B_{ld} \cdot \frac{\pi}{180} \cdot \frac{2.8}{3.6} \cdot 6 \cdot 10^{-3}$[m]
動摩擦力：$F_{sliding}$=32 [N]
静摩擦力：F_{static}= 33 [N]

となった．不感帯幅 B_l と減速比と蛇管ロッドがかみ合うピニオン半径から関節 6 に相当する角度 B_{ld} は 0.55 [deg] となる．

指令値に対し計測用エンコーダから得られた結果は，立ち上がり時の時間遅れは 600 [ms], ピーク時のギャップは 20 [deg] と大幅な遅延と振幅の減少が見られる．

推定されたデータを基にしたシミュレーション結果は，実験データと同様の結果を示しており，モデル化した結果が妥当であることがわかる．PEEK® ロッドのヤング率は公表されていないが，一般材料としての PEEK® のヤング率は 2.35 [GPa]〜13 [GPa] と混合物によってばらつきがあることがわかっている．ロッド半径 1.5 [mm]，ロッド長さ 0.5 [m] を用いて PEEK® の剛性を計算すると，8300〜45900 [N/m] となり，推定された PEEK® ロッド剛性値 k_{rod} は妥当である．

4.4.3 目標値整形アルゴリズムの設計

推定されたパラメータから，ギヤや蛇管ロッドなどの不感帯が大きいことがわかる．蛇管ワイヤの制御に用いた整形アルゴリズムを本方式に適用すると，静摩擦力および等価バックラッシを打ち消すために必要なロッドの直動量 x_{sm} は，

$$x_{sm} = B_l + \frac{F_{static}}{k_{rod}} \tag{4.42}$$

となり，関節 6 の角度に換算すると x_{smd}=19.5 [deg] 必要である．なお，x_{sm} と x_{smd} の関係は，$x_{sm} = x_{smd} \cdot \frac{\pi}{180} \cdot \frac{2.8}{3.6} \cdot 6 \cdot 10^{-3}$ [m] である．

関節が動き出した以降のチューブの短縮やロッドの伸び等によるロッド直動量の余剰係数 K_r は，ワイヤ余剰係数と同様に，Fig.4.56 に示した振幅ピーク P_a (=45 [deg]) から x_{smd} を引いたロッド直動量に対し，実際に関節が動いた値 P_b (=26 [deg]) から，

$$K_r = \frac{P_a - x_{smd}}{P_b} \tag{4.43}$$

として計算でき，本パラメータの場合，K_r= 1 となり動作後のロッドの伸びはほとんど影響と考えられる．

4.4.4　結果と考察

上記整形アルゴリズムを用いてシミュレーションおよび実験を行った結果を Fig.4.57 に示す．この時の指令値と実験値の差，および整形アルゴリズムを用いなかった場合 (Fig.4.56) との差をプロットしたものが，Fig.4.58 である．

これらより，指令値に対する偏差が大幅に減少し，目標関節誤差 5 [deg] に対し，2.6 [deg] を実現することができた．また，信号立ち上がり時の時間遅れについても 80 [ms] と整形アル

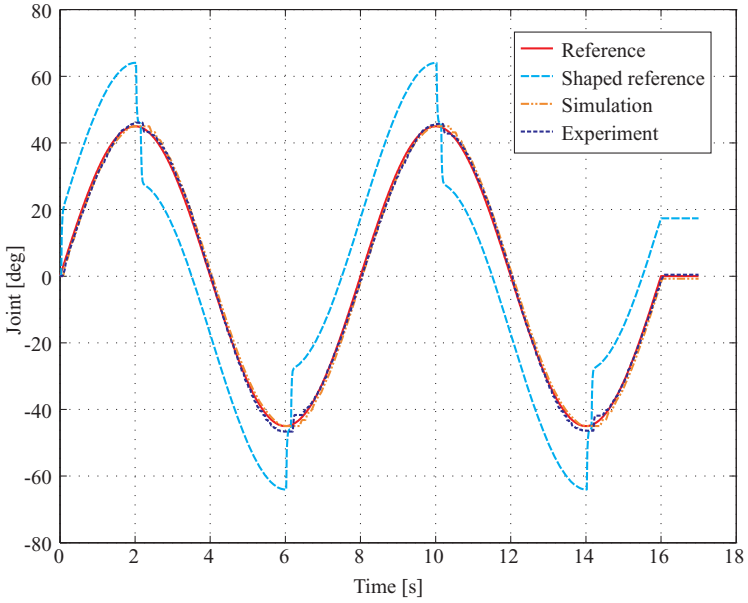


Fig.4.57　Response of tube-rod mechanism using shaped algorism

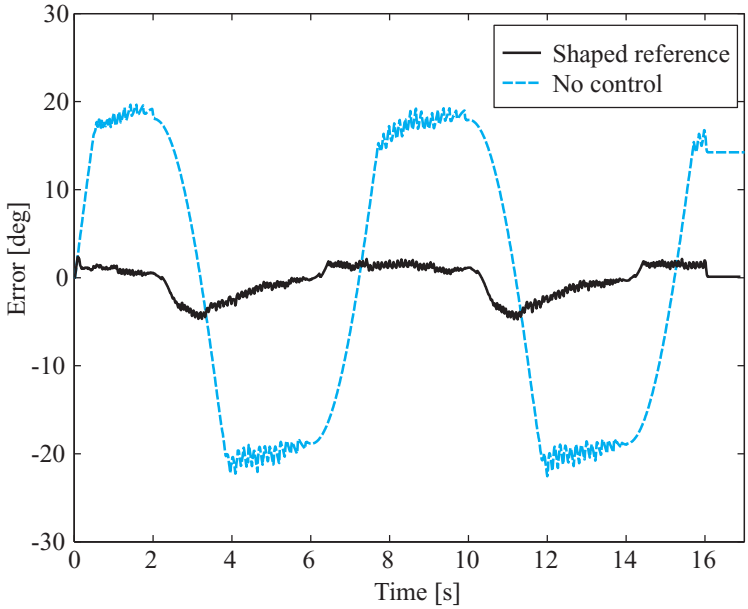


Fig.4.58　Error of tube-rod mechanism (no using vsusing shaped reference)

ゴリズムを用いない時に比べ大幅に低減していることがわかる．これにより，目標値 100 [ms] 以下を実現できた．なお，牽引長さに比例したワイヤ伸び係数およびワイヤ巻き取り量は，上記設計値を基に実験的に求めた結果，x_{smd}=18.5 [deg]，K_r=1.02 であることがわかった．なお，巻き取りの不感帯 D_b は $0.01 \cdot \frac{\pi}{180} \cdot \frac{2.8}{3.6} \cdot 6 \cdot 10^{-3}$ [m]，ローパスフィルタ時定数 $T_l = \frac{1}{2\pi \cdot 10}$ とした．

上記のパラメータを用いて，様々な波形や振幅や周期を変えて行った時間応答実験の一部の結果を Fig.4.59〜Fig.4.62 に示す．波形や振幅，周期にかかわらず本アルゴリズムおよび上記パラメータが充分に機能していることがわかる．また，これらのグラフではモータ付属のエンコーダ値をプロットしているが，指令値のピーク前後における整形アルゴリズムによる指令値の急激な変化に対しても，モータが激しく振動することなく追従できていることがわかる．

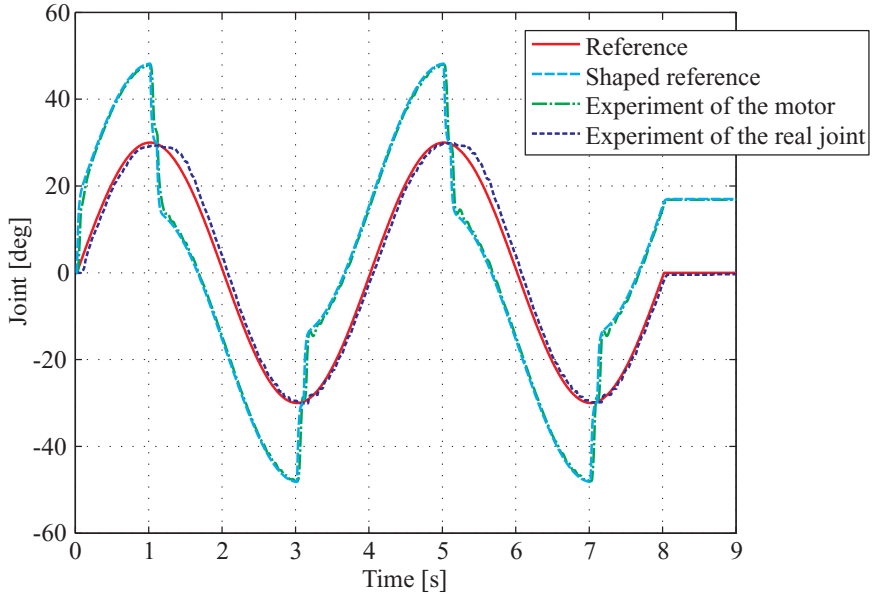


Fig.4.59　Response of shaped algorism (sin wave, amplitude = 30 [deg], cycle = 4 [s])

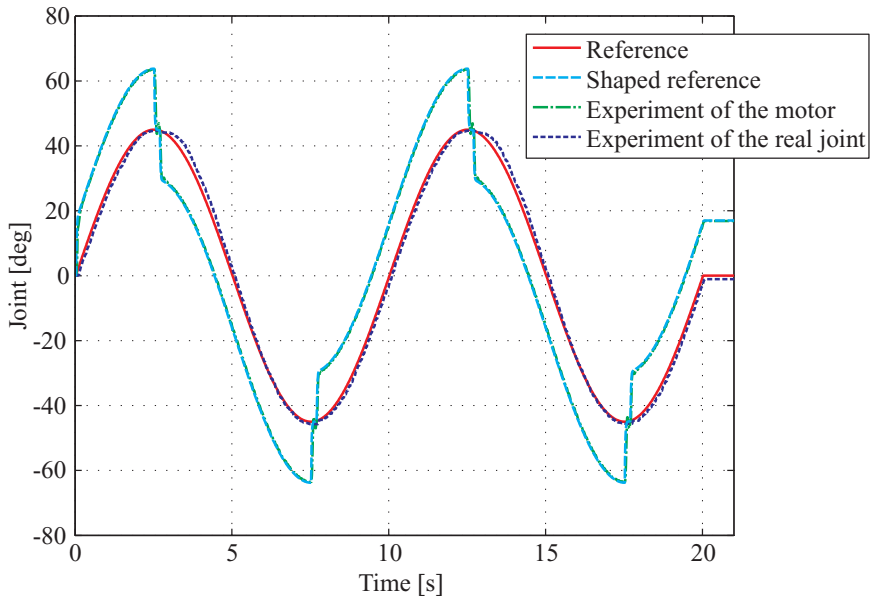


Fig.4.60　Response of shaped algorism (sin wave, amplitude = 45 [deg], cycle = 10 [s])

定常状態 (Fig.4.59 における 8 [s] 以降，Fig.4.60 における 20 [s] 以降，Fig.4.61 における 6 [s] から 7 [s] および 13 [s] 以降，Fig.4.62 における 16 [s] 以降) での実験値および整形アルゴリズムによる指令値から，進行方向にテンションが作用していることがわかる．これより，対象と接触しても関節がガタつくことはない．

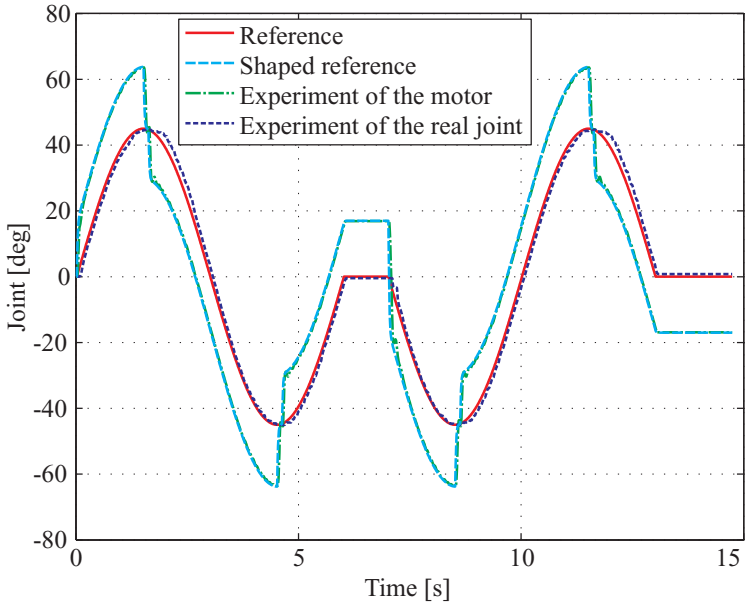


Fig.4.61　Response of shaped algorism (sin wave, amplitude = 45 [deg], cycle = 6 [s])

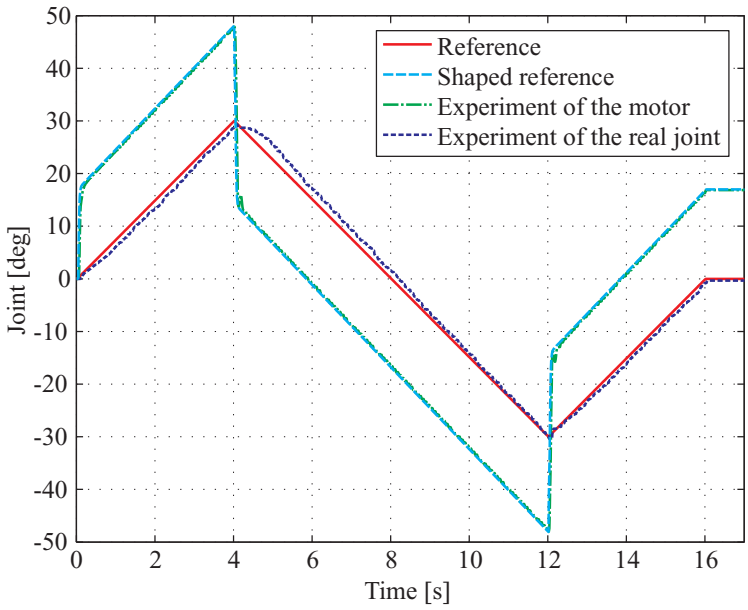


Fig.4.62　Response of shaped algorism (triangle wave, amplitude = 30 [deg], cycle = 16 [s])

4.5 小括

狭隘空間かつ強磁場空間である MRI の撮像領域内にて，MR 画像を撮像しながら治療を行う手術支援マニピュレータを開発するために，本章では，MRI 環境下に対応させつつ小型化する設計指針を示し，実機を開発することにより以下の結論を得た．

1. 多種・多自由度のマニピュレータを MRI 環境に対応した上で小型に製作するために，穿刺針や内視鏡を保持し位置決め可能な術具保持マニピュレータは 2 自由度，多種類の術具を装着して駆動可能な術具駆動マニピュレータは 7 自由度の駆動可能な関節が必要であることを示し，刺入点位置決めのための自由度は手動関節でよいことを示した．開口部高さ 430 [mm] の MRI 内部で，MRI と磁気的にも物理的にも非干渉な構造で，刺入点の手動位置決め機構に，穿刺針姿勢 2 自由度の位置決め駆動機構，あるいは，術具先端 7 自由度の術具駆動機構を取り付けられるマニピュレータを開発した．術具駆動機構には，先端 3 自由度の鉗子，持針器，剪刀といった術具や，先端屈曲 1 自由度のレーザ術具や穿刺針術具などを容易に着脱可能とした．
2. MRI 環境下でのマニピュレータの駆動と小型化を両立するために，マニピュレータの関節からアクチュエータを分離し，離れた位置から関節に動力を伝達するための蛇管ワイヤ機構，蛇管ロッド機構を提案，開発した．
3. 蛇管ワイヤ系をモデル化しパラメータを推定することにより，蛇管ワイヤ系の挙動を分析した．開発した本機構において，ワイヤとチューブの摩擦が高く，静摩擦力を打ち消すために，関節角度換算で 1.2 [deg] 分のワイヤを牽引する必要があることを明らかにした．
4. 推定した挙動に基づき指令値を整形するアルゴリズムを開発し，蛇管ワイヤ機構を用いた実機に適用することにより，目標関節誤差 1 [deg] に対し，関節誤差を指令値整形前の 2.75 [deg] から 0.8 [deg] に低減することができた．これより，術具長さ 100 [mm] において目標位置精度 3.0 [mm] に対し 2.4 [mm] を実現できた．
5. 蛇管ロッド系をモデル化後パラメータ推定し，蛇管ロッド系の挙動を分析した．開発した本機構において，ロッドとチューブの摩擦が高く，静摩擦力を打ち消すために関節角度換算で 18.5 [deg] 分のロッドを直動させる必要があることを明らかにした．
6. 推定した挙動に基づく指令値整形アルゴリズムを蛇管ロッド機構に適用することにより，目標関節誤差 5 [deg] に対し，関節誤差を指令値整形前の 20 [deg] から 2.6 [deg] に低減することができた．
7. 指令値整形アルゴリズムにより，蛇管ワイヤ系において追従時間遅れ 90 [ms]，蛇管ロッド系において時間遅れ 80 [ms] を実現し，目標時間遅れ 100 [ms] 以下を実現することができた．

第 5 章

ナビゲーション機能と連動するマスタ・スレーブシステム

5.1　はじめに

第 2 章において，ナビゲーション機能と連動するマスタ・スレーブシステムが重要であることを明らかにした．本章では，本システムが有するナビゲーション機能について述べた後，これを実現するために，マニピュレータの座標系と MRI 座標系を統合するためのレジストレーション方法，手術計画と共にマニピュレータの設置計画を行う術前プランニング機能，マニピュレータを操作するための操作入力装置について述べる．

従来のナビゲーション機能は，CT 画像や MR 画像と光学式 3 次元位置計測装置を用いて，

- 術前の情報に基づいて術具を誘導する．
- 術前の画像上に術具の現在位置を提示する．

といったものがほとんどであった [92][93]．これに対し本研究では，術前の情報に基づいたマニピュレータの誘導に加えて，マニピュレータの動作中にも術中画像を更新し，リアルタイムなナビゲーション画像を提供することを目的とする．これにより，術中変形しやすい臓器に対してもナビゲーションを用いた手術を実施できる．

ナビゲーション機能の具体的な例をあげると，腫瘍を穿刺し RFA 焼灼する場合，内視鏡では直視できない腫瘍の位置を非侵襲で断層画像を取得可能な MRI によって特定し，穿刺針と腫瘍の位置関係を提示する．リアルタイムに取得できる MR 画像は 2 次元の断層画像であるため，穿刺針の軸断面上で MRI の断層画像を取得しなければ MR 画像上に穿刺針を提示することはできない．当然，その断面画像上にターゲットとする腫瘍がなければ，その腫瘍も画像にはうつらない．これを解決するために，時々刻々指定した位置を MRI によって撮像する技

術 (ISC: Interactive scan control)[94] を用いて，Fig.5.1 に示すように MRI で常に穿刺針を含む断面を撮像し，針とターゲットが常に同じ断面上に現れるようにマニピュレータおよび MRI の撮像をコントロールする．

さらに本研究では穿刺針の他に，把持・切開等が可能な術具駆動マニピュレータを導入し，治療範囲の拡大を目指す．複数の術具駆動マニピュレータにより，変形する臓器の固定，臓器圧排による視野確保，血管の吻合，屈曲する穿刺針による臓器の裏側への穿刺などを実現する．しかし，複数の術具を一人の術者が操作し，これまで以上の範囲の治療を目指すため，従来の術式と異なり，慣れない術者に混乱をきたす可能性がある．そこで，術前の手術計画の時点からナビゲーション機能を提供し，マニピュレータの配置の仕方や動作範囲の提示，マニピュレータの動作シミュレーション等の支援を行う．術中には，ISC による 2 次元リアルタイム画像に加え，複数の術具の位置を術前の 3D ボリューム画像上に表示することにより，内視鏡視野外のマニピュレータ同士の位置関係を把握できるような 3D ナビゲーション画面や，内視鏡視野外のマニピュレータの様子を CG にて描画したマニピュレータステータス画面を提供する．術後には，マニピュレータがポインティングする場所を含む高精細診断用 MR 画像を撮像し，治療結果を診断することにより，問題があればすぐに再治療を行うことが可能なシステムを提供する．これらナビゲーション機能の分類を Fig.5.2 にまとめ，それぞれの機能について簡単に述べる．

術前プランニング　手術直前に MRI により 3D ボリューム画像を取得する．3D ボリューム画

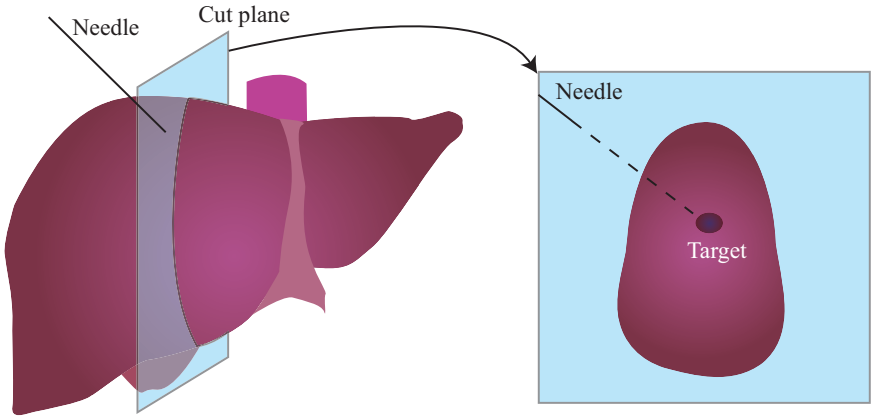


Fig.5.1　Overview of interactive scan control (ISC)

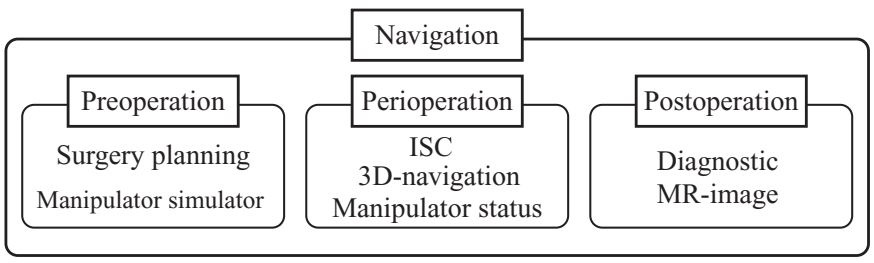


Fig.5.2　Overview of navigation

像上で，ターゲットとする患部や，危険領域をセグメンテーションする．セグメンテーションされた 3D ボリューム画像上に，ターゲットと刺入点を設定することでマニピュレータの設置可否や，動作範囲などを提示する．

マニピュレータシミュレータ 術前プランニングで設定された情報を基に，マニピュレータを設置するために必要な情報およびターゲットに到達するまでのマニピュレータ動作量を提示する．この情報を用いて，マニピュレータを設置した様子を CG で示し，設置状態を事前に確認できる．また，この CG を操作入力装置を用いて操作することができ，手術前にマニピュレータの動作シミュレーションができる．

ISC 指定した位置姿勢の MR 画像断面を術中リアルタイムに撮像することができる．術具の先端位置姿勢を入力とすることにより，術具先端を中心として軸心を含む断層画像が取得できるので，体内での術具の位置を把握できる．

3D ナビゲーション 術前プランニングで作成したセグメンテーションされた 3D ボリューム画像に対して，マニピュレータ術具の位置姿勢を術中リアルタイムに CG で表示する．3D ボリューム画像は，術中に見る方向や断層位置等をリアルタイムに変えることができると共に，多数の術具の位置姿勢を表示することができる．

マニピュレータステータス マニピュレータシミュレータで表示されている CG が，実機の動作と共に動くことにより，内視鏡視野外のマニピュレータの様子が CG で確認できる．また，手術中にマスタ・スレーブシステムの動作を切断した状態で，マスタにより CG を動かして，操作のシミュレーションを行うことができる．

診断用 MR 画像 手技終了後，手術終了前に治療した部位の高精細な MR 画像を撮像することにより，未治療箇所の有無を確認することができる．これにより，必要があればすぐに治療を再開できる．

上記の様々な機能を実現するためには，マニピュレータと MRI の座標系を統合するレジストレーションが必要である．以後，多数のマニピュレータ情報とナビゲーション機能を統合するために提案したレジストレーション方法，およびこのレジストレーションに基づいて動作する術前プランニング機能，マニピュレータシミュレーション機能，これらのナビゲーション機能を利用するマスタ・スレーブシステムについて述べる．なお，術前プランニング機能において GUI によりターゲットとなる患部や危険領域を設定する機能，ISC，3D ナビゲーション機能等は，共同研究先の (株) 日立メディコが開発を行った [94].

5.2　レジストレーション

5.2.1　提案する手法

本システムで用いられる座標系の関係を Fig.5.3 にまとめる．実空間座標系にいる操作者は，モニタに提示される内視鏡画面やナビゲーション画面を見ながら，操作入力装置であるマスタを動かして，スレーブであるマニピュレータを操作する．この時，操作者が実空間座標系で動かした動作を，内視鏡が映し出す空間の座標系である内視鏡画像座標系内で実現するために，実空間座標系，内視鏡画像座標系，マスタ座標系を順番に変換して，マニピュレータ座標系の運動とする．一方，ナビゲーションに用いる MRI (DICOM*1) 座標系から，ISC 座標系，3D ナビゲーション座標系へは一意に変換できる．本システムでは，マニピュレータ座標系で書かれたマニピュレータの位置姿勢情報から DICOM 座標系への変換を情報統合コントローラと名づけた計算機にて行う．マスタ・スレーブシステムとナビゲーションシステムは，それぞれ独立して動かすことが可能であり，情報統合コントローラを介することにより，それぞれのシステムを連携させることができる．しかし，マニピュレータの座標系と DICOM 座標系の関係は固定されておらず，手術台台座の固定位置によって異なる．マニピュレータ座標系から DICOM 座標系への変換手法が確立できなければ，マニピュレータの指し示す断面を MRI によって撮像するといった ISC をはじめとするナビゲーションが実現できない．そこで，DICOM 座標系とマニピュレータ座標系を統合するための方法として，下記の 3 種の方法を考え，検討した．

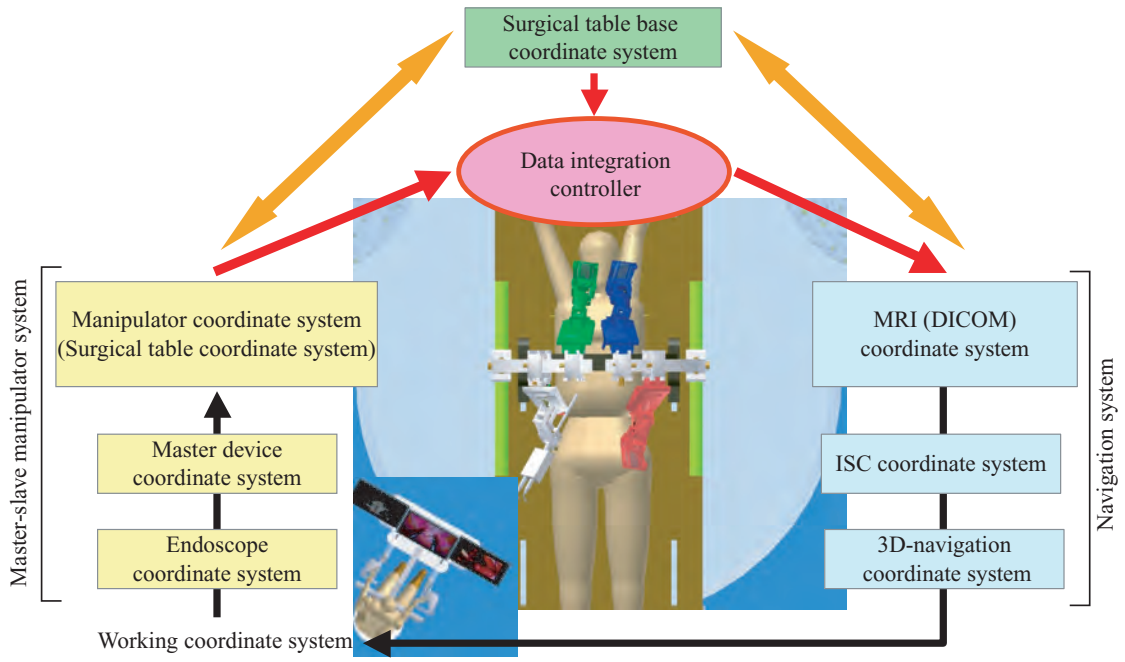


Fig.5.3　Relationship of coordinate systems

*1 医療画像と通信の標準フォーマットのことである．MRI 診断領域の中心位置を原点としている．

(1) 物理的座標統合法：MRI の既知な位置に対してマニピュレータ装置を物理的に固定する．つまり，MRI に対し手術台とマニピュレータの位置を固定して既知とすることにより，座標変換行列をあらかじめ用意できる．術中は，その変換座標行列を用いてマニピュレータの位置姿勢情報を DICOM 座標系に変換する．
(2) 光学式座標統合法：光学式三次元位置計測器により，MRI に配置した既知のマーカと，術具に取り付けたマーカ位置を計測し，座標変換行列を生成する．術中は，術具のマーカをトラッキングし，座標変換行列を使って MRI の座標系に変換する．
(3) MR マーカ式座標統合法：ある手術台規定位置で，マニピュレータ座標系で既知なマーカを MRI により撮像し，DICOM 座標系データを取得して，座標変換行列を生成する．術中は，その変換座標行列と手術台の移動変換行列を用いて，マニピュレータの位置姿勢情報を MRI の座標系に変換する．

それぞれの手法の長所と短所を Table 5.1 にまとめ，検討した結果について以下に述べる．

(1) の物理的座標統合法とは，手術台とマニピュレータのベースを MRI に固定することにより，手術台と MRI の位置関係が常に一致していれば，幾何学的にマニピュレータの座標系と MRI の座標系を統一できるという方法である．本機構ではマニピュレータを手術台天板に固定することを提案しており，MRI に固定式の手術台の場合，手術台天板の移動量を正確に取得できれば適用できる．しかし，本研究で用いる MRI 対応手術台は，患者を容易に移載するために手術室内を自由に動くことができ，台座を物理的に正確に固定することは難しい．

(2) の光学式座標統合法はすでに確立されている技術であり，実際の臨床現場でも使われ始めている [95][96][97]．術具のグリップ部に光学式反射マーカを数点取り付け，MRI に貼り付けた既知の反射式マーカ位置と比較することにより，術具先端の位置姿勢を計算することができる．従来は，光学式反射マーカのついた術具を術者が持って操作していたが，これをマニ

Table.5.1 Comparison of registration methods

手法	長所	短所
(1) 物理的座標統合法	・術中，計測範囲や障害物等を考慮する必要がない． ・一度位置を決定すれば，キャリブレーション等の必要がない．	・機構的なガタの影響を受けやすい． ・自由度が少ない．
(2) 光学式座標統合法	・既存の計測器を利用するので，精度が出やすい (分解能約 0.35[mm]).	・マーカが人や器具の影になると位置が読み取れない． ・MRI に若干影響を与えることがある． ・手術室にて位置計測器が場所をとる．
(3) MR マーカ式座標統合法	・術中，計測範囲や障害物等を考慮する必要がない．	・MR 画像が歪んでいると誤差が生じる． ・術中の 3 次元位置出力はマニピュレータの位置精度に影響を受ける．

ピュレータに持たせて操作することにより，術中のマニピュレータの位置を知ることができる．光学式反射マーカが付加された術具を術者が保持する場合，術者自身が障害物となって三次元位置計測器から光学式反射マーカを隠して計測できないという問題が生じることがあるが，光学式反射マーカをマニピュレータに保持させることにより，術者が影になることがなくなりこの問題は軽減できる．しかし多数のマニピュレータの位置情報を得る必要がある場合は，光学式反射マーカの数が多くなり，マーカとマニピュレータのラベリングが困難となる．

そこで本研究では，(3) の MR マーカ式座標統合法による情報共有システムを提案する．これは，手術台天板のある位置をマニピュレータ座標系の原点とし，マニピュレータ座標系での位置が既知なマーカを MRI で撮像して MRI 座標系とマニピュレータ座標系を変換する変換行列を取得するものである．これを実現するために，手術台天板上にマニピュレータおよびマーカを取り付け可能なガイドレールを設置し，手術台天板の座標系とマニピュレータの座標系を一致させることを提案した．マニピュレータを手術台天板の既知なガイドレールに取り付けることにより，マニピュレータを何台取り付けても，マニピュレータ座標系での位置姿勢を計算できる．

開発した MR マーカアームを Fig.5.4 左に示す．これはマニピュレータと同様にガイドレールに取り付け可能で，MRI により認識可能なマーカ 7 つを有する．MR マーカアームのマーカは幾何学的にマニピュレータ座標系で既知であり，これを MRI で撮像し，Fig.5.4 右に示す情報統合コントローラが提供するマーカ座標取得画面で DICOM 座標系でのマーカ位置情報を取得すれば，各マーカのマニピュレータ座標系での位置と DICOM 座標系での位置がわかる．よって，座標変換行列 T_{md} が計算できる．Fig.5.5 に，MRI が有する DICOM 座標系 $\{O_{dicom}\}$ とスレーブマニピュレータが基準とする手術台天板上でのマニピュレータ座標系 $\{O_{mani}\}$，および手術台天板が基準とする手術台ベース座標系 $\{O_{bed}\}$ の関係を示す．手術台は手術台天板移動量をエンコーダにより取得できるので，手術台天板中央に設置したマニピュレータ座標系

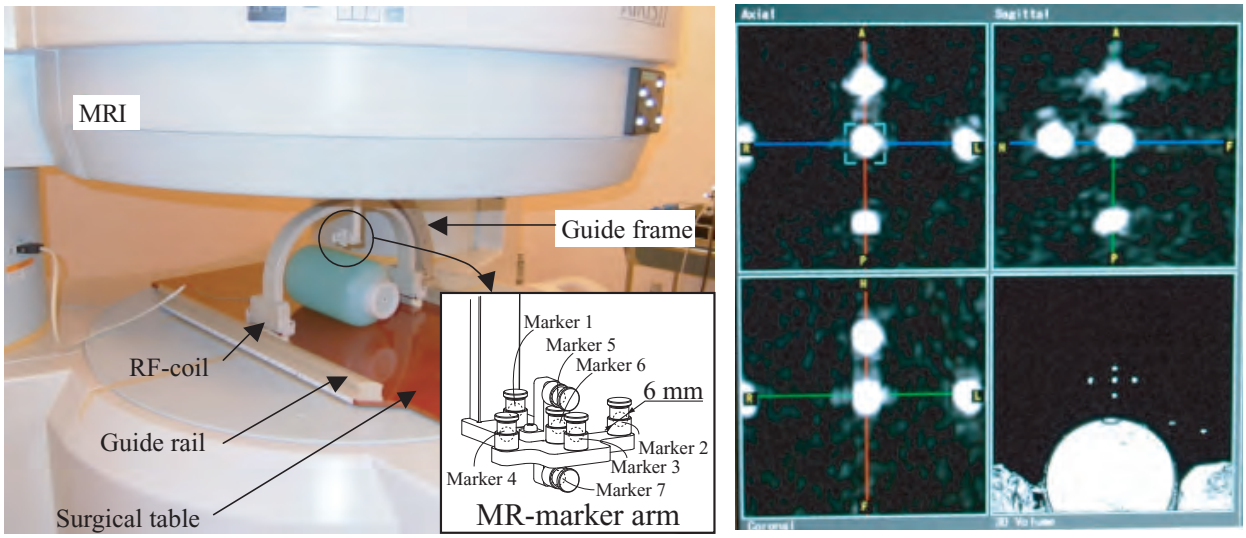


Fig.5.4　Marker arm and this MR-image

の位置は，手術台ベース座標系において取得できる．変換行列の演算方法について，以下に簡単に示す．マニピュレータ座標系 $\{O_{mani}\}$ で位置が既知なマーカ $p_i^m = \{x_i^m, y_i^m, z_i^m\}$ を MRI により撮像し，MRI の DICOM 座標系 $\{O_{dicom}\}$ で読みとることにより，$p_i^d = \{x_i^d, y_i^d, z_i^d\}$ を取得する．$\{O_{mani}\}$ から $\{O_{dicom}\}$ への同次変換座標行列を

$$T_{md} = \begin{bmatrix} u_{11} & u_{12} & u_{13} & u_{14} \\ u_{21} & u_{22} & u_{23} & u_{24} \\ u_{31} & u_{32} & u_{33} & u_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{5.1}$$

とすると，p_i^m と p_i^d の関係は,

$$\begin{bmatrix} x_i^d \\ y_i^d \\ z_i^d \\ 1 \end{bmatrix} = T_{md} \begin{bmatrix} x_i^m \\ y_i^m \\ z_i^m \\ 1 \end{bmatrix} \tag{5.2}$$

と書ける．u_{jk} $(j = 1 \sim 3, k = 1 \sim 4)$ でまとめると,

$$\begin{bmatrix} x_1^d \\ y_1^d \\ z_1^d \\ x_2^d \\ y_2^d \\ \vdots \\ x_n^d \\ y_n^d \\ z_n^d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1^m & y_1^m & z_1^m & 1 & & & & & & & & \\ & & & & x_1^m & y_1^m & z_1^m & 1 & & & & \\ & & & & & & & & x_1^m & y_1^m & z_1^m & 1 \\ x_2^m & y_2^m & z_2^m & 1 & & & & & & & & \\ & & & & x_2^m & y_2^m & z_2^m & 1 & & & & \\ & & & & & & & & x_2^m & y_2^m & z_2^m & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_n^m & y_n^m & z_n^m & 1 & & & & & & & & \\ & & & & x_n^m & y_n^m & z_n^m & 1 & & & & \\ & & & & & & & & x_n^m & y_n^m & z_n^m & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_{11} \\ u_{12} \\ u_{13} \\ u_{14} \\ u_{21} \\ u_{22} \\ \vdots \\ u_{33} \\ u_{34} \end{bmatrix} \tag{5.3}$$

とかけるので，これを $\mathbf{P^d} = \mathbf{M}\,\mathbf{U}$ と定義し，$\mathbf{U}$ を求める．$\mathbf{M}$ は正則でないので，$\mathbf{M}$ の擬似逆行列 $\mathbf{M}^+$ を求め,

$$\mathbf{M}^+ = (\mathbf{M^T M})^{-1}\mathbf{M^T} \tag{5.4}$$

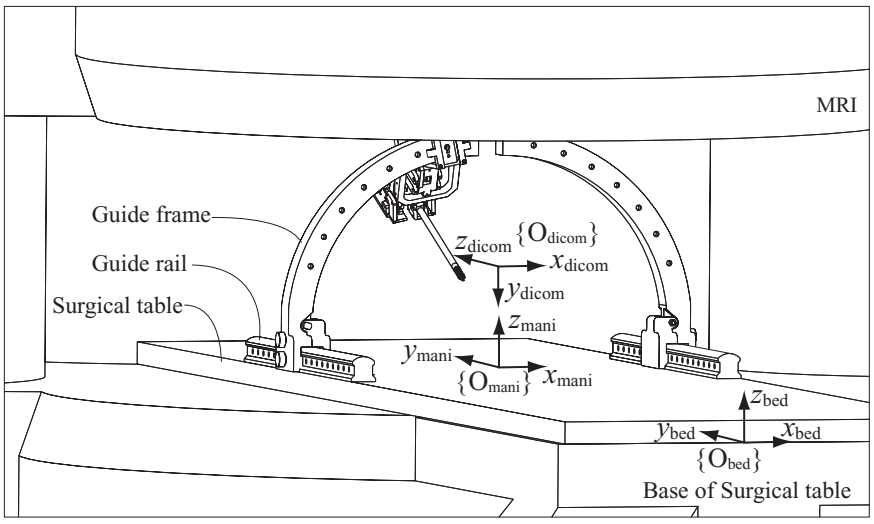


Fig.5.5　Relatoinship of coordinate systems

と解けるので，$\mathbf{U} = \mathbf{M}^{+}\mathbf{P}^{\mathbf{d}}$ が解け，$\mathbf{U}$ の要素を並べ替えることにより，$\{O_{mani}\}$ から $\{O_{dicom}\}$ への同次変換座標行列 T_{md} が求まる．

本 MR マーカアームは，手術台天板のガイドレールに取り付けると MR 画像のゆがみが少ない撮像領域中心付近にマーカが位置する構造とした．手術の際は，手術台の台座固定後，患者を天板に載せる前に MR マーカを撮像し，本アームを外した後，患者を天板に載せてガントリ内に配置する．手術台天板の移動量を計測し，天板移動量分を変換行列に掛け合わせることで，MRI 座標系とマニピュレータ座標系の変換が実現できる．一度本アームを撮像すれば，手術台の台座を移動させないかぎり，同じ変換行列を用いることができる．

術中のナビゲーション実行時は，情報統合コントローラが T_{md} を用いて，マニピュレータの位置姿勢情報を DICOM 座標系に変換する．本方式を用いることにより，術中のナビゲーション時も光学式三次元位置計測を必要とせず，光学式反射マーカが MRI ガントリや術者の影に隠れたり，多数のマニピュレータによりマーカのラベリングが失敗するといったリスクを回避できる．なお，三次元位置計測装置による手法と本方式とをあわせて二重系とすることにより，信頼性の向上をはかることもできる．

5.2.2　評価実験手法

ISC などのナビゲーション機能の基となる MR マーカ式座標統合法によるレジストレーション精度を検証する目的で，マーカの物理的な相対位置関係を MR 画像から読み取った相対位置関係と比較し，その誤差を検証した．具体的には，Maurer らが提案したレジストレーション精度評価 [98] を参考に MRI マーカ式座標統合法の精度評価を行った．マニピュレータ座標系で既知なマーカの位置 p_i^m と，マニピュレータ座標系から MRI の DICOM 座標系への変換行列 T_{md} を MR 画像から読み取った DICOM 座標系でのマーカ位置 p_i^d に施した $T_{md}^{-1}p_i^d$ と p_i^d との平均二乗誤差をレジストレーション誤差として評価した．ただし，i はマーカ数で 7 である．この実験を日による磁場環境のばらつきも考慮して，1 日 1 回，合計 7 回行った．なお，ボリューム画像撮影時のスライス厚は 3.50 [mm]，スライス間間隔は 1.75 [mm] である．

次に，マニピュレータが算出する穿刺針の位置姿勢を基に ISC を実行し，穿刺針が位置する平面を MRI が撮像できているかどうかを以下の手順で検証した．まず MRI ガントリ内に水をはった水槽を用意し，マニピュレータが保持する穿刺針が水につかるように配置する．この状態を MRI で撮像すると，水は白く描出され，水分を含まない穿刺針は，黒く描出される．そこで ISC を実行しながら，手元コントローラによってマニピュレータを動かした．MR 画像中の水中に常に穿刺針が黒く抽出されれば，穿刺針を含む断面を正しく撮像できていることになる．なお，ISC 撮像条件は，空間分解能を優先しスライス厚 3 [mm] とし，更新時間を 4 [s] とした．穿刺針は，直径約 1.5 [mm]，長さ 150 [mm] の MRI 対応 RFA 針 (タイコヘルスケア: Cool-Tip^{TM} RF システム) を用いた．

5.2.3　評価実験結果

Table 5.2 に各マーカの日にちごとの誤差とそれらの平均値および標準偏差を示す．これより，マニピュレータ座標系から MRI 座標系への座標変換におけるレジストレーション誤差の平均値は 0.53 [mm] で標準偏差は 0.27 であることがわかった．MR 画像の分解能から設定した誤差 1 [mm] という目標値に対し，十分な精度である．

マニピュレータ動作時の ISC 連携評価実験では，Fig.5.6 に示すように MR 画像上の白く描出される水の中に穿刺針が描出され，マニピュレータが提示する穿刺針位置が正しく MRI 座標系に変換されていることがわかる．本 ISC プログラムでは，穿刺針が常に画面左中央に位置するように MR 画像が描画されており，マニピュレータ (穿刺針) の動きにあわせて対象が動くように MR 画像が描画されている．

Table.5.2　Error of registration

	Day 1	Day 2	Day 3	Day 4	Day 5	Day 6	Day 7	Average	Standard deviation (SD)
Marker 1	0.14	0.34	0.36	0.32	0.40	0.32	0.15	0.29	0.10
Marker 2	1.07	0.43	0.39	0.38	0.62	0.37	0.44	0.53	0.25
Marker 3	0.33	0.80	0.85	0.69	0.91	0.74	0.36	0.67	0.23
Marker 4	0.95	0.35	0.32	0.32	0.50	0.31	0.36	0.45	0.23
Marker 5	0.61	0.95	0.93	0.64	0.88	1.14	0.12	0.75	0.34
Marker 6	0.39	0.65	0.49	0.31	0.26	0.79	0.25	0.45	0.21
Marker 7	0.46	0.71	0.70	0.48	0.66	0.86	0.09	0.57	0.25
Average	0.56	0.60	0.58	0.45	0.60	0.65	0.25	0.53	
SD	0.34	0.24	0.25	0.16	0.24	0.32	0.14		0.27

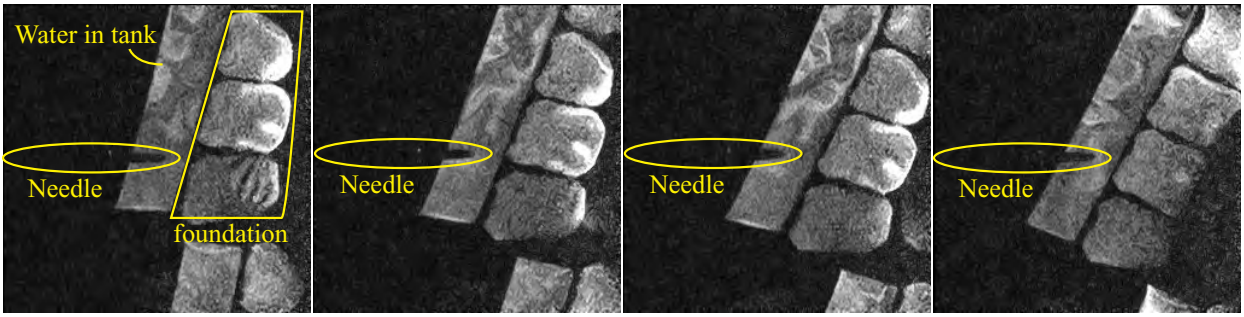


Fig.5.6　MR images of the experiment for cooperative system between ISC and needle-holding manipulator

5.2.4 考察

マニピュレータの動作に比べ撮像更新時間が遅いため，表示される画像に時間遅れはあるが，穿刺針が動いても穿刺針中心が常に MR 画像上に位置するように MR 画像を撮像できていることを確認した．時間遅れのため，ISC 更新中にマニピュレータを動かすと，穿刺針が ISC 画面上で確認できないことがあったが，マニピュレータを静止させるたびに ISC によって撮像された MR 画像上の白く描出される水の中に穿刺針が常に黒く描出された．これは，ISC の更新時間を 4 [s] として実験を行ったため，ISC の更新に対し，マニピュレータの動作が速すぎたためと考える．現状では ISC の画像更新時間を早くすれば時間遅れも低減できるが，MR 画像の画質が低下する．今後 MRI の撮像高速化が進めば，時間遅れの問題は低減する．

なお，描出された穿刺針の太さは約 12 [mm] と太いが，この太さは穿刺針断面を撮像した際に描出される直径とほぼ等しく，穿刺針中心断面が撮像できているといえる．

5.3 術前プランニング機能

5.3.1 手動穿刺支援術前計画機能

共同研究先にて既に開発済みの手動穿刺支援術前計画機能について概略を述べる．MRI により取得した術前 MR 画像を，三次元画像解析プログラム (VirtualPlace: (株)AZE)) に取り込み，3 次元ボリュームレンダリング表示，およびアキシャル断面，サジタル断面，コロナル断面の 3 断面表示[*2]を行う．この画面上にて，ターゲットと体表への刺入点を設定できるようにした機能が，Fig.5.7 に示す日立メディコが開発した手動穿刺支援用術前計画プログラムである [94].

術者は，目的とする腫瘍の中心付近をマウスでクリックし，ターゲットとして設定する．さらに，体表上で穿刺針を刺入したい点を刺入点としてマウスでクリックして設定する．すると，穿刺針の経路が提示され，途中の障害物等と干渉するかどうかが直感的に確認できる．また，刺入点からターゲットまでの距離が穿刺針長さより長かったり，体外に位置する穿刺針の柄が，MRI ガントリの天井と干渉する長さだったりすると，穿刺針経路の色が赤色に変わり警告が表示される．ターゲットや刺入点を変えた手術プランが何パターンも作成でき，術前に手術計画を立案，検討することができる．以下に，手動穿刺支援術前計画プログラムが有する主な機能をまとめる．

[*2] アキシャル断面：体軸に垂直な面 (体軸断)．サジタル断面：額に垂直で体軸と平行な面 (矢状断)．コロナル断面：額と体軸の双方に平行な面 (冠状面)．

- 腹腔内の 3 次元ボリューム画像と共に，3 断面を提供.
- 3 断面および 3 次元ボリューム画像を自由に動かして診断可能.
- 画面上に，ターゲットおよび刺入点を設置可能.
- ターゲットを球として設定可能.
- 危険領域を球として設定可能.
- 刺入点からターゲットまでの経路を表示.
- 刺入点からターゲットへの経路と，危険領域の接触を判定.
- 刺入点からターゲットまでの距離を算出.
- 穿刺針の長さが足りるかどうかを判定.
- MRI ガントリ内の天井と穿刺針の柄が干渉するかどうかを判定.

以降，上記機能の中で，入出力を担うプログラムを GUI プログラムと呼ぶ.

5.3.2　マニピュレータ設置計画機能

5.3.2.1　コンセプト

手動穿刺術前計画機能にさらにマニピュレータ特有の情報を追加することにより，マニピュレータの設置計画および術前計画を支援する術前プランニング機能を開発した．具体的には，前記 GUI プログラムに，マニピュレータ特有の情報として，以下の 4 つの機能を追加した.

- マニピュレータの配置可否判定.
- マニピュレータの配置方法の算出.

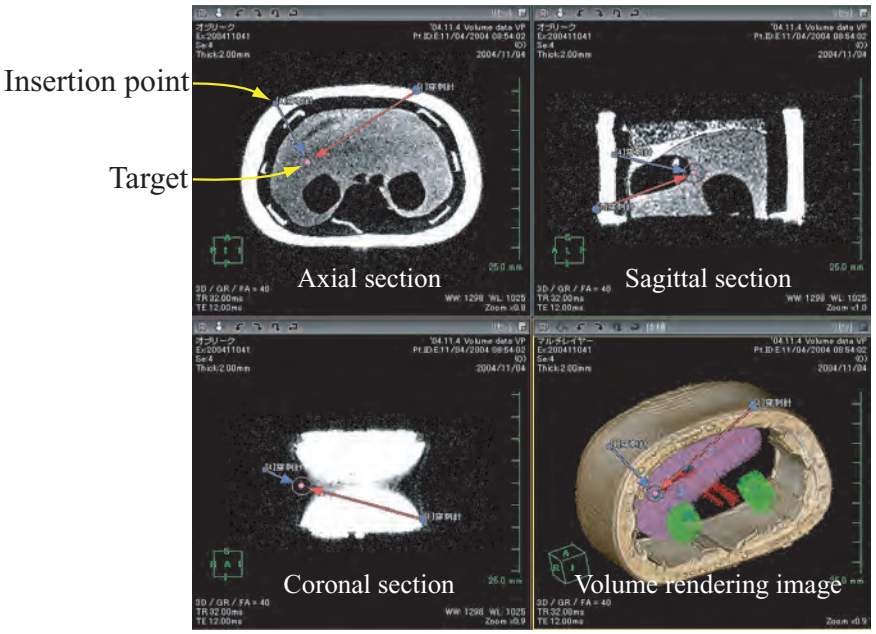


Fig.5.7　GUI of manual puncture support program

- マニピュレータの動作範囲の提示.
- マニピュレータの初期先端位置の設定.

これらの機能を実現した術前計画アルゴリズムについて述べる.

マニピュレータは，小型化による構造上の理由から設置可能な範囲が限られている．刺入点の位置を決定する関節を手動関節とし，設置可能な値を制限することにより小型化を実現している．そこで，GUI 上で指示された刺入点に，マニピュレータが配置可能かどうかを判別し，与えられた刺入点に一番近い場所でマニピュレータが配置可能な位置を算出し，推奨刺入点として術者に提示する．また，マニピュレータを複数台配置する場合，マニピュレータの機構同士が干渉し配置できない可能性がある．これを防ぐために，刺入点を 2 点以上配置する場合，それまでに配置したマニピュレータと物理的に干渉しないかどうかを判別し，干渉する場合は，指定された刺入点にできるだけ近い位置でマニピュレータを配置可能な刺入点を推奨する．配置可能な場所がない場合は，配置できない旨を提示し，再度の設定を促す.

体内への刺入点が設定すると，体内でマニピュレータが動作可能な範囲を提示する．ターゲットが，マニピュレータの動作範囲内にあるかどうかをメッセージと共に視覚的に提示する．マニピュレータの動作範囲の提示は，臓器の変形や呼吸動による臓器の動きに対しても，マニピュレータが追従可能かどうかを視覚的に判断する材料となる．複数台のマニピュレータを配置する際も，マニピュレータの動作範囲の重複する部分を視覚的に確認できる．動作範囲が問題なければ，設定した刺入点を採用し，問題があれば GUI プログラム上で再度刺入点を設定できる.

刺入点を決定すると，その刺入点にマニピュレータのピポット点が位置するように手動関節値などを含めたマニピュレータ設置パラメータをマニピュレータの CG と共に，マニピュレータシミュレータにて提示する．設置した様子を CG によって事前に確認でき，この値に従ってマニピュレータを組み立てて配置することにより，患者の目の前でマニピュレータの設置を検討する必要がない．また，術前計画時に画面上で設定した刺入点の位置が，マニピュレータによって物理的に指示されるため，刺入点を経験に従って設置する必要がない.

マニピュレータの先端開始位置をターゲットとして設定した場所以外にしたい場合，GUI プログラム上でマニピュレータの初期先端位置を指定できる．直線穿刺針保持マニピュレータを用いる場合は，ピボット運動により位置を設定した後に，穿刺針を直動させるのでターゲットの位置とマニピュレータの先端開始位置が同一でよい．しかし，持針器や剪刀などは，臓器内部に設定されたターゲットの位置をマニピュレータの初期開始位置とすると，臓器と術具が干渉し臓器を傷つけてしまうことになる．そこで，臓器と干渉しない位置に，マニピュレータの先端開始位置を設定することができる.

5.3.2.2 実装方法

マニピュレータ術前計画アルゴリズムを dll 形式にて実装することにより，刺入点，ターゲットの設定を行うことが可能な GUI プログラムがあれば，入出力インターフェースを揃えることで，VirtualPlace に限らず様々なプログラムで本機能を実現できる．マニピュレータ設置計画のための術前計画アルゴリズムへの入出力を Fig.5.8 に示す．入出力データで座標系に依存する値は，全て DICOM 座標系である．術前計画アルゴリズムは，ターゲット座標，刺入点の数，刺入点の座標，術具の種類，マニピュレータの初期先端位置を入力とし，術具情報設定ファイルおよび D2M 変換行列ファイルをデータベースとして，推奨刺入点座標とマニピュレータの設置パラメータを逆運動学を解くことにより算出する．術具情報設定ファイルには，術具種類 (ID) と術具名，術具長さ，体内へ挿入するための直動可能範囲などが記載されている．これらのデータを基に，使用する術具情報として，その自由度と術具長さを確定する．座標変換行列ファイルは，5.2 節で述べたレジストレーション手法により計算された DICOM 座標からマニピュレータ座標系への変換行列 T_{dm} が記載されている．術前計画アルゴリズムへ入力される DICOM 座標系の情報をマニピュレータ座標系に変換し，マニピュレータの設置パラメータを算出するために変換行列を利用する．また，推奨刺入点座標を出力する際にも変換行列の逆行列を計算し，マニピュレータ座標系から DICOM 座標系に変換して出力している．マニピュレータの初期先端位置が設定されない場合は，ターゲット位置をマニピュレータの初期先端位置としてマニピュレータ設置パラメータを算出する．なお，マニピュレータ設置パラメータとは，マニピュレータの手動関節値およびピボット運動を実現する駆動 2 関節の値，刺入点からターゲットまでの距離のことであり，マニピュレータの逆運動学を解くことにより求められる．術具先端の姿勢に関しては求めない．GUI プログラムは，上記アルゴリズムから出力された推奨刺入点と術具情報設定ファイルの術具直動長さに従い，マニピュレータの動作範囲を提示する．

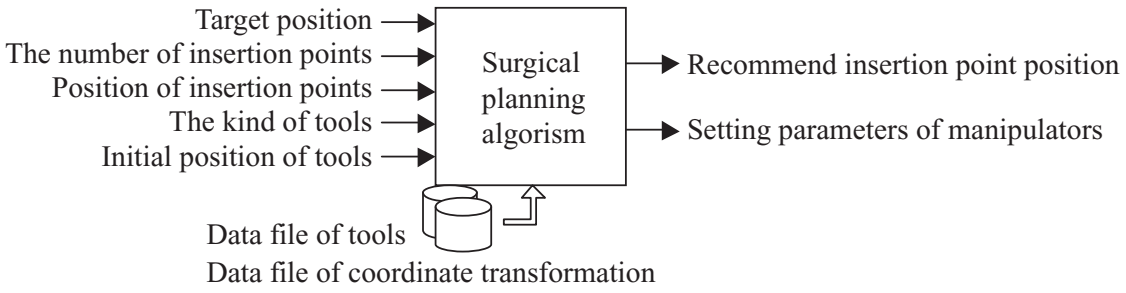
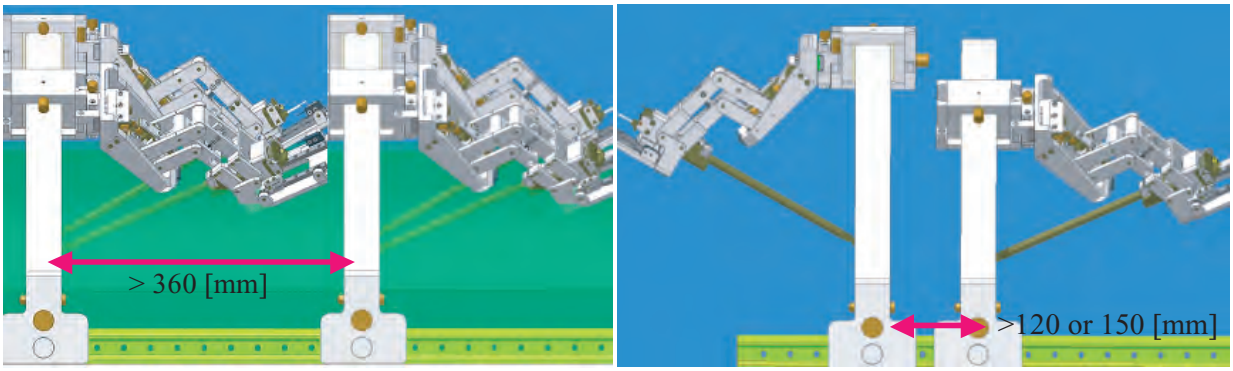


Fig.5.8 Input-output of surgical planning argorism

5.3.2.3　複数台マニピュレータ配置時の干渉回避機能

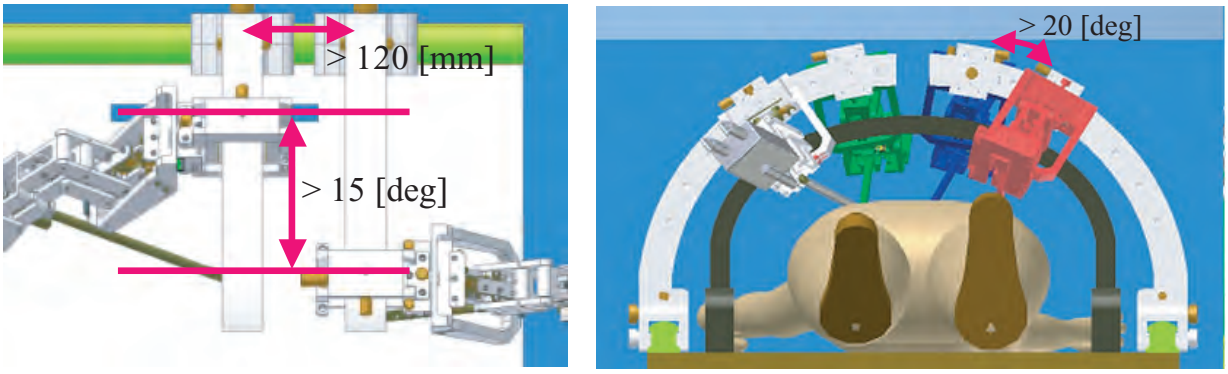
複数のマニピュレータを設置する場合，2 台目以降のマニピュレータは，それまでに設定したマニピュレータに対し，患者体外にて物理的に干渉しないように配置しなければならない．本マニピュレータは，患者体外での動きは単純で形状から動作範囲がわかるため占有する体積がわかる．そこで，マニピュレータの推奨刺入点を計算後，下記のルールにのっとって，マニピュレータ同士が干渉しているかどうかを術前計画アルゴリズムでチェックする．

1. 同じガイドレールを使い，異なるガイドフレームで，同側にマニピュレータが配置される場合は，360 [mm] 以上間隔をあけること (Fig.5.9 a).
2. 同じガイドレールを使い，異なるガイドフレームで，対向してマニピュレータが配置される時，ガイドフレーム取り付け角度が 15 [deg] 以上の場合は 120 [mm] 以上，ガイドフレーム取り付け角度が 15 度以内の場合は 150 [mm] 以上間隔をあけること (Fig.5.9 b，Fig.5.10 a).
3. 同じガイドフレームにマニピュレータを設置する場合で，対向して配置される場合は，



a) Same direction　　b) Facing manipulators

Fig.5.9　Condition 1 of manipulator interference (same rail, different frames)



a) Same rail, different frame　　b) Same frame

Fig.5.10　Condition 2 of manipulator interference (facing manipulators)

ガイドフレーム上の設置角度を 20 [deg] 以上離すこと (Fig.5.10 b).

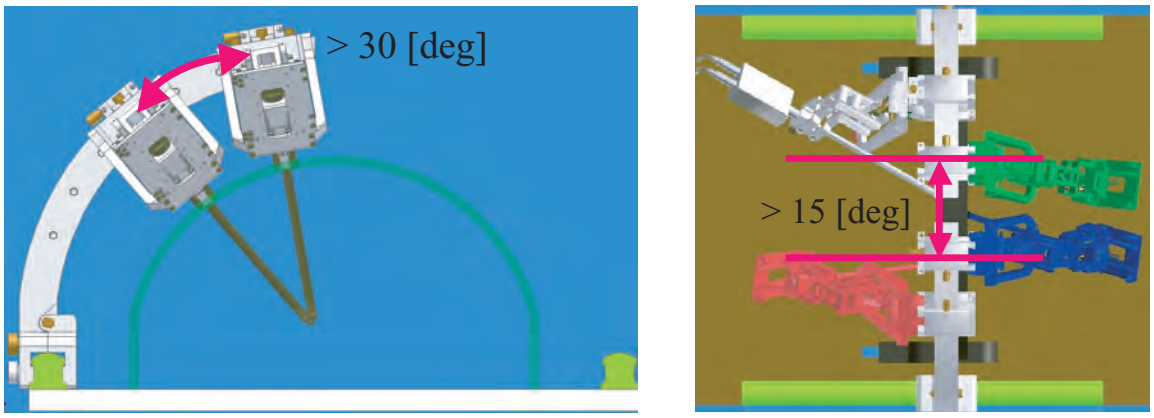
4. 同じガイドフレームにマニピュレータを設置する場合で，同側に配置する場合は，ガイドフレーム上の設置角度を 30 [deg] 以上離すこと (Fig.5.11 a).
5. 使用するガイドフレームが異なり，ガイドレールへのガイドフレーム設置位置が，120[mm] 以内で，使用するガイドレールが異なる場合は，ガイドフレーム上で 15 [deg] 以上離すこと (Fig.5.11 b).

これらのルールに従い，マニピュレータが配置できない場合は，先に設定されたマニピュレータを優先し，干渉する刺入点にできるだけ近く，上記のルールに従った場所を推奨刺入点として提示する．また，ルール同士が干渉し，デットロックに陥った場合は，違う場所に刺入点を設定するように促すメッセージを提示する．

5.3.3　マニピュレータシミュレータ

術前計画時に算出されたマニピュレータの設置計画情報は，Fig.5.12 に示すマニピュレータシミュレータ画面に反映される．さらに，マニピュレータシミュレータは設置計画情報に基づいて，マニピュレータや駆動伝達ユニットの種類，マニピュレータとフットスイッチの接続関係などを自動的に推奨する．術者は必要に応じてこれらの設定を修正し，本システムを用いた手術を開始する．なお，フットスイッチについては 5.4.3.2 節で述べるが，多数のマニピュレータを術者の 2 本の腕で操作するために，操作するマニピュレータを選択するための仕組みである．フットスイッチの位置に対してどのマニピュレータが対応しているかを一見してわかるように表示している．

マニピュレータシミュレータ画面上にて，設置計画に従って実際にマニピュレータを設置した際のマニピュレータの様子を CG で確認できる．また，ターゲットまでの動作量も算出されており，動作計画も立てることができる．この CG を操作入力装置あるいはキーボード入力に



a) Same frame　　b) Diffrent rail

Fig.5.11　Condition 3 of manipulator interference (same side)

より操作することができ，手術前にマニピュレータの動作シミュレーションができる．術中は，この画面がマニピュレータステータス画面となり，マニピュレータの位置姿勢情報やナビゲーション機能をコントロールしている情報統合コントローラの情報を把握することができる．また，CG が実機の動作と共に動くことにより，内視鏡視野外のマニピュレータの様子が CG で確認できる．さらに，手術中にマスタ・スレーブシステムの動作を切断した状態で，マスタにより CG を動かして，操作のシミュレーションを行うこともできる．

5.3.4　in-vitro 評価実験

5.3.4.1　目的と方法

術前プランニング機能の精度を検証するために，以下の実験を行った．水をはった水槽底面に，Fig.5.13 に示す穿刺対象部材を配置した．穿刺対象部材の材質，PEEK® で MR 画像に対して影響を与えないことがわかっている．水槽の中の穿刺対象部材を MRI で撮像すると，黒い影として表示され，穿刺対象部材にあいている穴 A，B，C，D は，水が満たされ白く描出される．

穿刺対象部材の穴 B に対し，穿刺針保持マニピュレータが保持する直線穿刺針で穿刺を行うという実験を行った．Fig.5.14 が手術計画を行った際の GUI ソフトの画面である．Fig.5.14 では，赤色と緑色の 2 通りの穿刺方法を計画しているが，モータ動作量が多く，より難易度が高い赤色で示した穿刺針の術前計画に基づき穿刺を行った．Table 5.3 に算出されたマニピュレータ設置パラメータを示す．レール No.，フレーム角，向き，水平微調機構，垂直微調機構，取り付け具パーツ種類が，マニピュレータの手動関節に関する値である．なお，手術台のガイドレールには，30 [mm] ごとにガイドフレームを固定可能な場所がありレール No. が割り振ら

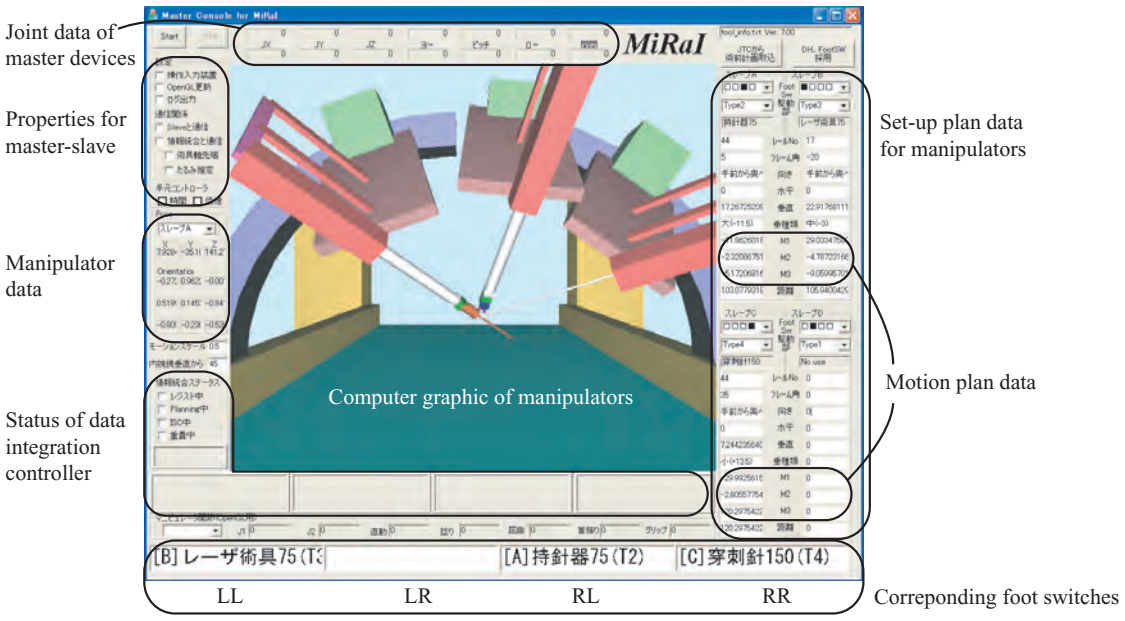


Fig.5.12　Manipulator simulator

れている．これらの値に基づき，マニピュレータを設置後，モータ 1，モータ 2 の値に基づき手元コントローラを操作して直線穿刺針保持マニピュレータを動かした．MRI の撮像条件を Table 5.4 に示す．穿刺精度を検証するために MR 画像の撮像厚みを 3 [mm] として撮像している．

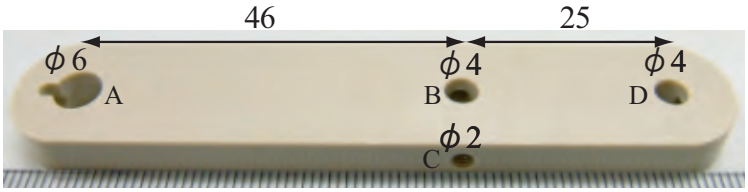


Fig.5.13　Object for puncture

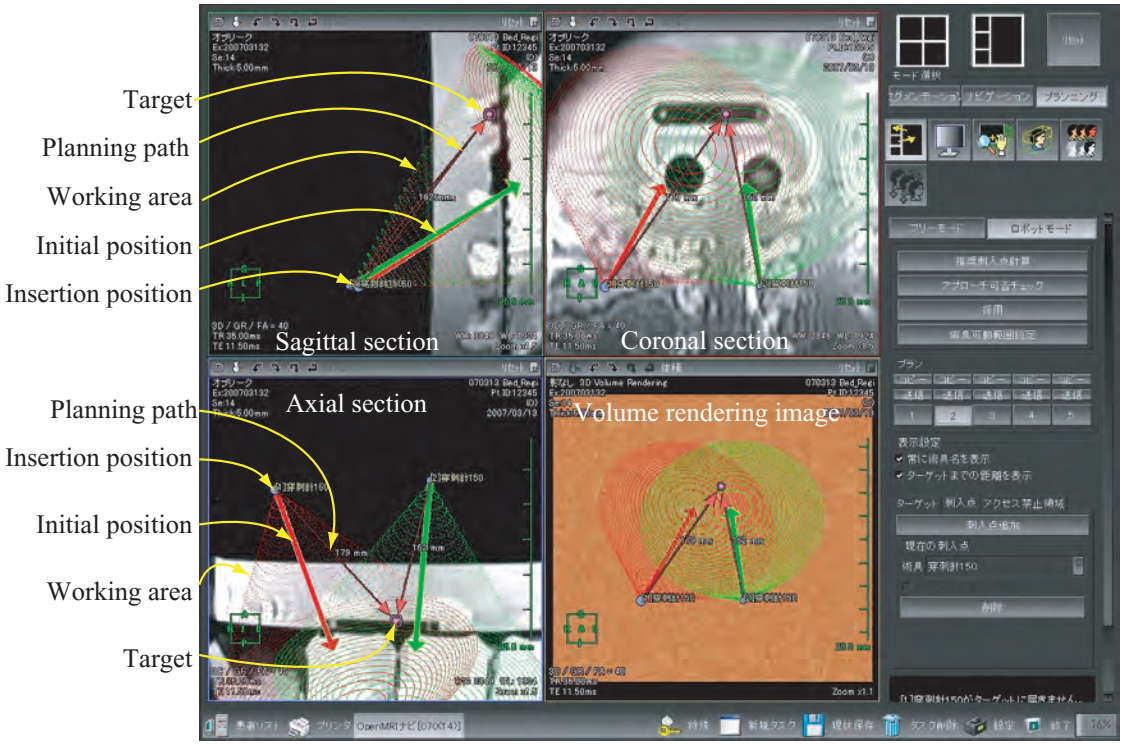


Fig.5.14　Surgery planning for target B

Table.5.3　Parameters of setting a manipulator

Rail No.	Frame angle [deg]	Direction	Horizontal mechanism [mm]	Vertical mechanism [mm]	Mount size	Joint 5 [deg]	Joint 6 [deg]	Distance [mm]
18	-20	Back	15	3.1	Middle	16.1	-15.5	179

Table.5.4　Parameter of MR imaging

Method	FOV	TR	TE1	FA	Multi Slice	Angle	Thickness	Interval	Freq	Phase
GE	300	30	11.5	30	1	1	3.0	10.0	192	128

5.3.4.2　結果

穿刺時の 3D 術中ナビゲーション画面を Fig.5.15 に示す．術前計画のライン (赤色矢印) とマニピュレータの現在位置を示すライン (黄色矢印) が重なっていることがわかる．その後，直線穿刺針を刺入点からターゲットまでの距離 179 [mm] 分手動にて直動穿刺した．その結果，穴 B に穿刺針が刺さっている様子を Fig.5.16 に示すように確認した．また，穿刺した際の ISC による MR 画像とマニピュレータの様子を Fig.5.17 に示す．白く描出された水槽の中に，穿刺針が黒く描出されていることがわかる．

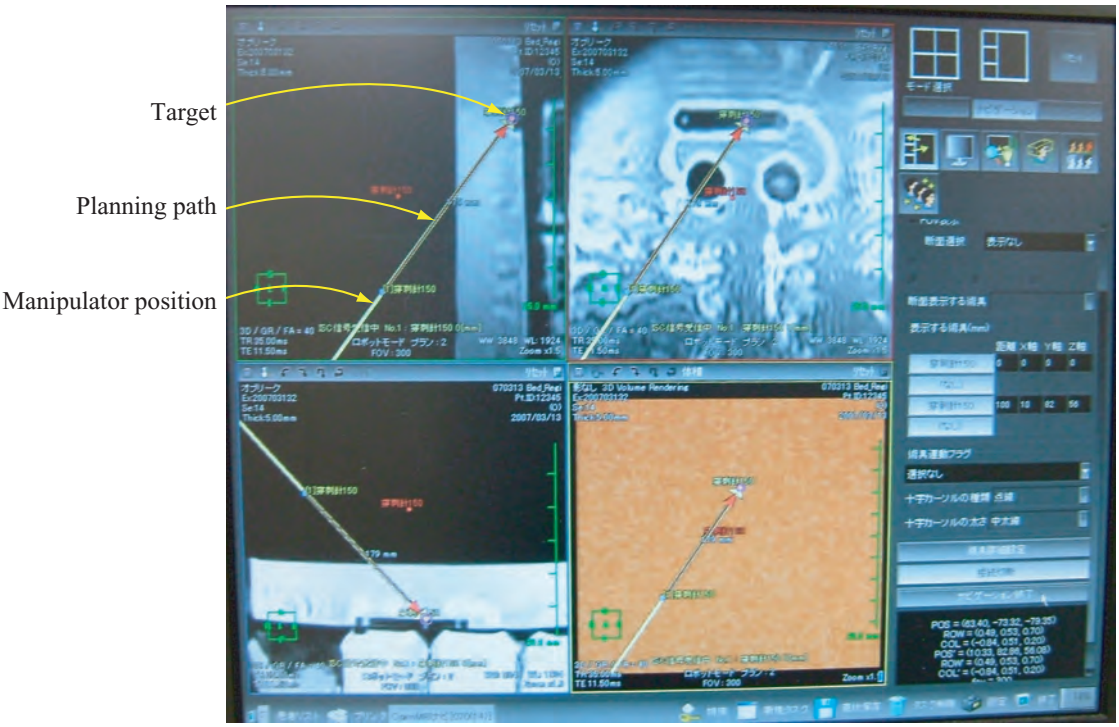


Fig.5.15　3D navigation

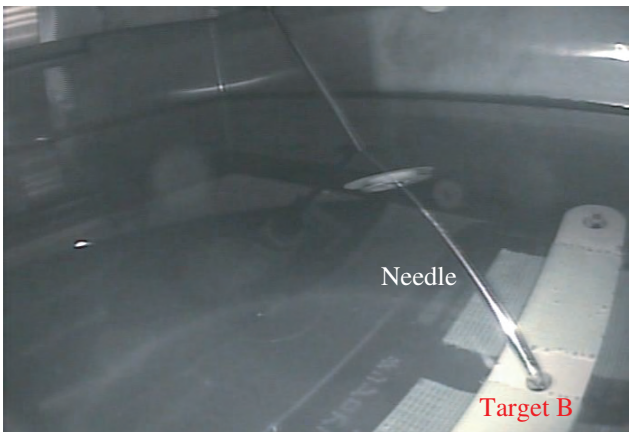


Fig.5.16　Puncture to target B

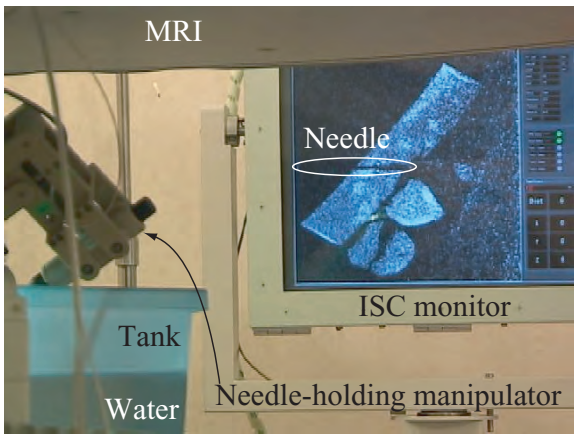


Fig.5.17　Manipulator and MR-image of ISC

5.3.4.3 考察

マニピュレータを考慮した手術計画機能としては，da Vinci® や Zeus® を対象とした先行研究が発表されている [99]．これは，マニピュレータが大型なため，体外でのマニピュレータ同士の動作範囲の干渉を回避することを大きな目的としている．これに対し，本研究では，手術計画機能を積極的に用い，マニピュレータの設計に反映させることにより，マニピュレータの小型化に活用している．また，穿刺時のマニピュレータの動作計画も手術計画時に策定することができる．

直径 4 [mm] の穴 B の中心を目指して直径 2 [mm] の穿刺針で穿刺が成功したことより，術前計画に基づいた穿刺の先端位置精度は 2 [mm] 以内であるといえる．穿刺針先端にはテーパが切ってあるため，穿刺針先端中心が穴に入れば，テーパに沿って穴に入ることもあり，先端位置精度は穴 B の半径 2 [mm] 以内と考える．これは，4.3 節で設定した目標値および評価結果からも妥当である．なお，ターゲットの直径をこれ以上小さくすると現状の MR 画像上では認識が困難であるため，本実験ではターゲットの直径を 4 [mm] としている．

穿刺針の軸のずれについては，マニピュレータが示す穿刺針の位置姿勢に基づいて MR 画像を撮像 (ISC) した結果，穿刺針が黒く描出されていることより，問題ないことがわかる．なお，MR 画像撮像時の厚み条件は 3[mm] で，穿刺針の太さが 2 [mm] である．

以上より，術前計画に従って，直線穿刺針による穿刺を行った結果，刺入点からの距離が 179 [mm] の位置にて，先端精度 2 [mm] 以内であることを確認した．RFA 穿刺治療の対象腫瘍が約 10 [mm]〜30 [mm] の大きさであることから，充分な精度であるといえる．これより，臨床応用適用への見通しを得ることができた．なお，小関らは，マニピュレータの穿刺繰り返し精度を CCD レーザマイクロメータを用いて計測するシステムを構築し評価している [100]．今後このような定量的な評価を検討する必要がある．

5.4 操作入力装置

ナビゲーション画面を参照しながら，多数のマニピュレータを操作可能な操作入力装置について述べる．

5.4.1 要求仕様分析

操作入力装置の開発にあたり UML (Unified Modeling Language) のユースケースを用いて，術場での術者の行動を検討し要求仕様を洗い出した．Fig.5.18 にユースケース図を示す．ユースケース記述については，付録 A に掲載する．

これらのユースケース分析から，必要な操作入力装置を検討した．開発する操作入力装置として，「術具を操作する (Table A.3)」から多腕多自由度な術具駆動マニピュレータを操作可能な操作入力装置 (マスタコンソール)，「直線穿刺針の操作をする (Table A.10)」から MRI ガントリ付近で穿刺針保持マニピュレータを操作可能な小型な操作入力装置 (手元コントローラ) の 2 種類が必要ということがわかった．また，動作モードとして，初期設定モード (Table A.2)，術具操作モード (Table A.3，Table A.9)，術具交換モード (Table A.5) の 3 モードが必要ということがわかったので，これを設定するインターフェースを用意する．同様に，「術具を切り替える (Table A.4)」，「術具を交換する (Table A.5)」から，それぞれの術具への動作開始信号と，一時停止信号を送るインターフェースが必要であることがわかる．また，「システムを終了する (Table A.7)」，「非常停止させる (Table A.8)」からこれらの動作を一度に終了させる信号を送るインターフェースが必要であることがわかる．さらに，「屈曲穿刺針を操作する (Table A.11)」から，粗動，微動，姿勢固定モードといった操作が必要で，これを支援するような操作モードがあると便利である．「手術の準備をする (Table A.2)」，「術具を交換する (Table A.5)」，「状況を把握する (Table A.6)」，「非常停止させる (Table A.8)」などからは，術者とスタッフが密にコミュニケーションが取れ，情報共有できるような仕組みが必要であると分析できる．

これらの要求仕様分析に基づいて開発した手元コントローラについて述べた後，マスタコンソールについて以降詳細を述べる．

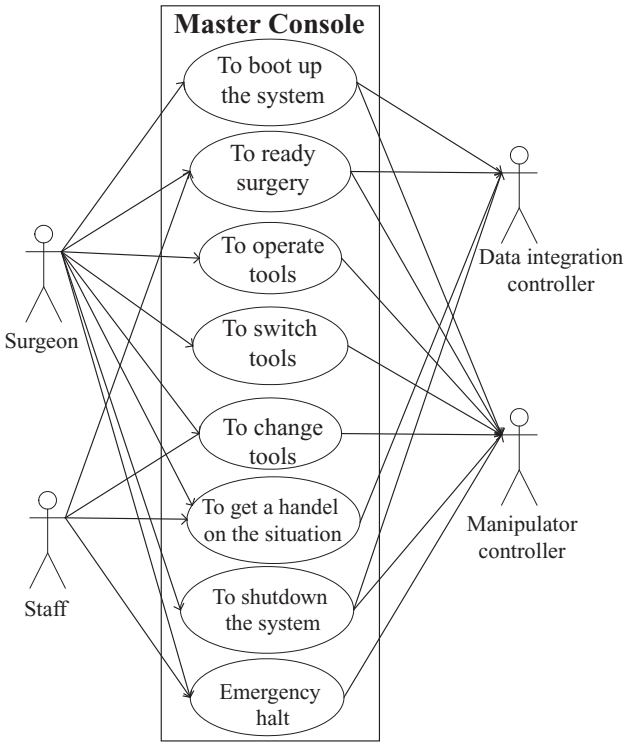


Fig.5.18　Use case diagram of master console

5.4.2 手元コントローラ

5.4.2.1 設計コンセプト

穿刺針手術において目指す治療方法は，術者が MR ナビゲーション画像を見ながら，術具保持マニピュレータが保持する穿刺針の姿勢を操作し，患部の動きにタイミングを合わせて手動で穿刺を行うというものである．

術者は，通常利き手で穿刺針の穿刺を行うので，術具保持マニピュレータを操作するためには，非利き手のみで術具保持マニピュレータのコントローラを操作できる必要がある．当然，術者は，MRI ガントリ付近に位置することになるので，操作用コントローラも MRI 環境に対応する必要がある．さらに，術者はナビゲーション画面を見ながら操作するため，コントローラを持っている手元を見なくても入力可能な直感的なインターフェースが必要である．つまり，必須な機能として，(a) 片手で操作可能，(b) MRI 環境対応，(c) 穿刺針のピボット動作を直感的に入力可能なインターフェース，といった 3 点が挙げられる．

5.4.2.2 構造

術具保持マニピュレータを操作するための操作入力装置として，Fig.5.19 に示す手元コントローラを開発した．カバーを取り外した内部構造を Fig.5.20 に示す．

穿刺針の 2 自由度のピボット動作を直感的に指示できるように，ジョイスティックを採用した．市販品のジョイスティックには，非磁性で小型なものがなかったため，ジンバル機構を持つジョイスティックを新たに開発した．ジョイスティックが中心状態を保つようにするために，通常はトーションバネを用いるが，非磁性のトーションバネが存在しないため，ジョイ

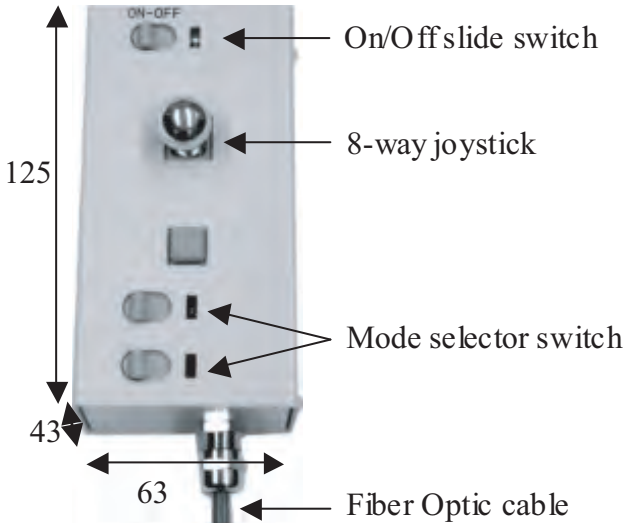


Fig.5.19 Handheld controller

スティック軸上に樹脂製圧縮コイルバネ (日本ケミカルスクリュー：材質 POM，ばね定数 2.6 [N/mm]，外径 10 [mm]，自由長 18 [mm]) を配置し，ジョイスティックが常に中心に戻る構造とした．

MRI 環境下で使用できる小型なセンサとして，光ファイバ式の反射型センサ (KEYENCE: FU-38V) をジョイスティックの 4 方向に配置し，ジョイスティックを 15 度傾けることにより，光ファイバ式センサに反応するようにした．斜め方向にジョイスティックを 21 度倒せば，光ファイバ式センサが 2 つ同時に反応するため，これにより全部で 8 方向が検知できる．しかし，上記の構造では，ジョイスティックの傾きをアナログ量として取得することができない．そこで，On となる時間量に応じて，一定の角度を入力値とした．手元コントローラのセンサ読み取りタイミングを 50 [ms] に 1 回として，1 回の入力で関節が 0.1 [deg] 動くように設定した．さらに，連続またはワンショットモード，低速または高速モードといった動作モードを用意した．連続モードとは，ジョイスティックを傾けている間，連続的に動作指令を送り続けるモードのことであり，ワンショットモードとは，ジョイスティックを傾けると，1 ステップ分だけ動作指令が送られ，次に指令を送りたければ，一度スティックを中央に戻してから入力しないと指令を受け付けないモードのことである．これを術中，容易に切り替えるために手元コントローラにモードセレクトスイッチを設けた．Table 5.5 に，各モードでの入力分解能を示す．なお，これらの値は，プログラム上で自由に変更できる．

上記で述べたように，MRI 環境に対応させるために，全てのセンシングを光ファイバセンサにより行い，電気的なセンサは一切用いていない．スイッチやジョイスティック，カバー等の構造体は，エンジニアリングプラスチックである PEEK® とアルミニウムを用いており非磁性とした．アルミニウムは導電性があり，MRI ガントリ中心部で用いると誘導起電力が発生し，MRI に影響を与える可能性があるが，術者が操作を行う MRI ガントリ外周部では問題がないことを確認した．

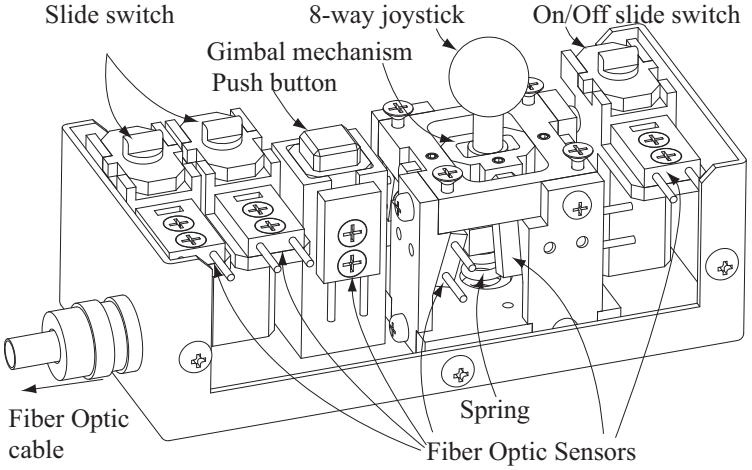


Fig.5.20　Handheld controller in detail

Table.5.5: Input resolution of the handheld controller

	One shot	Stream
Low speed	0.1 [deg]	2 [deg/s]
High speed	1 [deg]	20 [deg/s]

5.4.3 マスタコンソール

UML によるユースケース要求仕様分析や，これまでの知見 [70]，外科医からの聞き取り調査などから，多腕多自由度な術具駆動マニピュレータの操作入力装置開発にあたり，次にあげるコンセプトを策定した．

- コンパクトな操作インターフェース
  - コミュニケーションを促進するオープンな操作
  - 各種動作モードを設定する操作パネル
  - コンパクトなマスタデバイス
- 多腕，多自由度操作を支援する操作インターフェース
  - 多腕の切り替え
  - ユニバーサルデザイングリップ
  - 多様な操作支援モード

これらを実現した操作入力装置をマスタコンソールと名づけ，上記のコンセプトを基に開発を進めた．各項目詳細については，次節以降で述べる．

5.4.3.1 コンパクトな操作インターフェース

外科医からの聞き取り調査および UML による操作の分析から，情報を全て集め把握すると共に，情報画面に埋もれるのではなく，周りが容易に見渡せ，スタッフとのコミュニケーションを阻害しないといったシステムが求められることがわかった．没入型の操作入力装置では，周りのスタッフとのコミュニケーションが取りにくく，術場環境の生の雰囲気を感じることができないためと考えられる．そこで，術者周りに情報を提供するモニタを集中させつつも没入型ではなく，操作中も周りを見渡せるようなデザインとした．さらに，日本の狭い手術室を意識し，術場を占有しないコンパクトな操作入力装置を目指した．スタッフは，術者が見ているモニタを後ろから見ることができ情報を共有できる．

開発したマスタコンソールを Fig.5.21 に示し，Fig.5.22 にマスタコンソールの寸法とグリップ (図中の赤い丸) の動作範囲を青い半透明立方体 (200×200×200 [mm]) として示す．なお，

Fig.5.22 では，寸法および構造がわかりやすいように，Fig.5.21 から中心のディスプレイ以外を除いて示した．術者への情報提供画面として，標準で 3 つのモニタを用意している．中央のモニタには内視鏡画像を提示する．左側のモニタには，術前 3 次元 MR ボリューム画像と術中のマニピュレータ位置姿勢情報を提示した 3D ナビゲーション画面を提示する．右側のモニタには，指定した断面の MR 画像を術中リアルタイム撮像した ISC による 2 次元 MR 画像を提示する．さらにオプションとして，Fig.5.21 に示すように患者全景画像や，術前計画画像を示す画面用のモニタを上記 3 つの標準モニタ上部に取り付け可能としている．

マニピュレータへの操作入力情報を生成する部分をマスタデバイスと呼ぶ．マスタデバイス右腕外観を Fig.5.23 に示し，マスタデバイス右腕の根元 2 自由度外観を Fig.5.24 に示す．術者はアームレストに腕を置き，マスタデバイスのグリップを握って操作を行う．グリップには，術具先端ブレードの開閉を指示するためのグリッパがついており，Fig.5.25 に示すように，あ

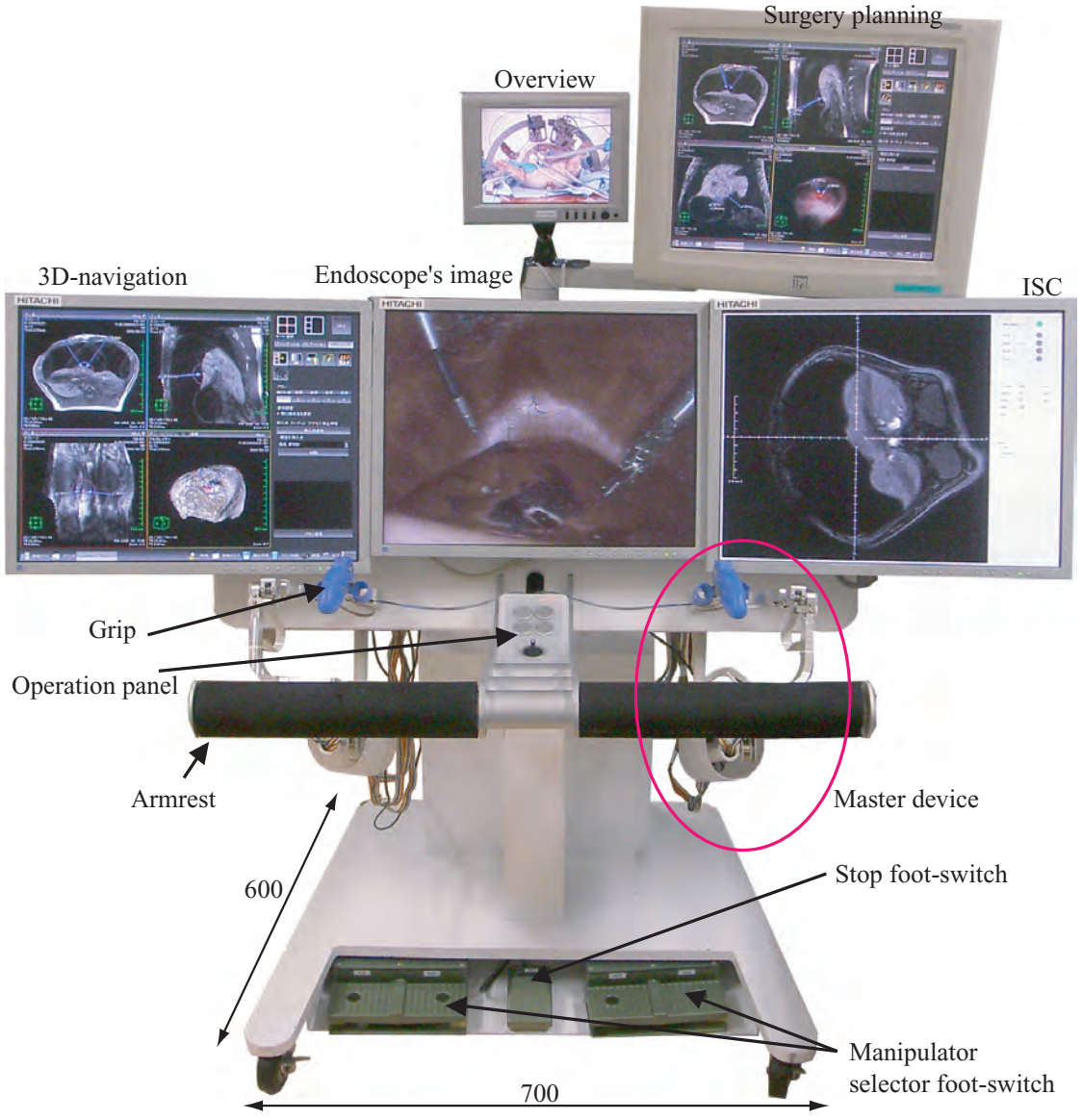


Fig.5.21　Master console

たかも術具先端のブレードをマスタデバイスのグリッパで持っているかのように操作を行う．マスタデバイスは，Fig.5.23 中に示す直動 3 関節 (J1，J2，J3)，回転 3 関節 (J4，J5，J6)，開閉 1 関節 (J7) から成り立っている．これにより，グリップでは，位置姿勢 6 自由度と術具先端ブレードの開閉 1 自由度を入力することができる．なお，以下の 4 点のメリットから，Fig.5.26 に示すように直動 3 関節を傾け，モニタを配置している机の裏にマスタデバイスの関節機構 J1,J2 を配置する構成とした．

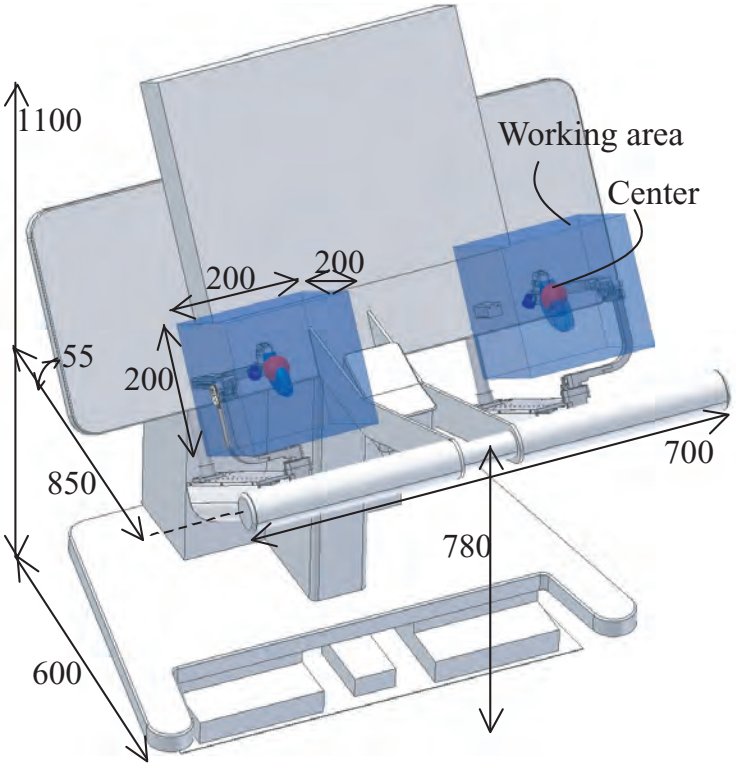


Fig.5.22　Master console dimension

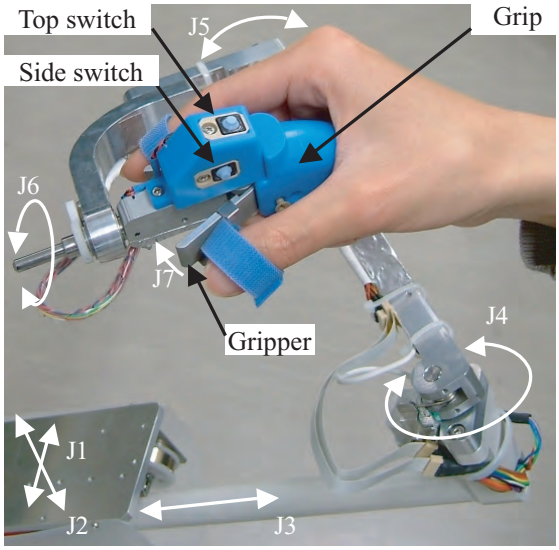


Fig.5.23　Right arm of master devices

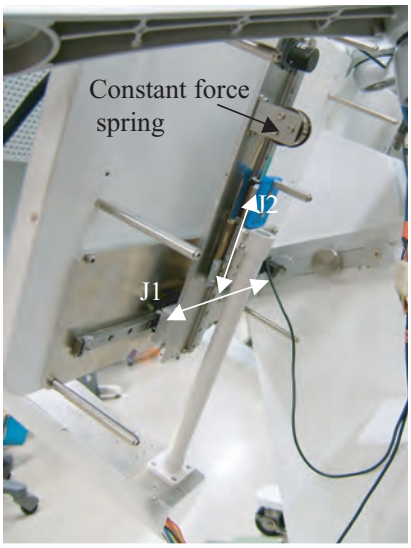


Fig.5.24　Two DOF of master device

- 直動 3 関節を傾けて配置することにより，操作者の足や膝にマスタデバイスの機構が接触する可能性が減らせる．
- モニタ平面に対し，マスタデバイスの動作範囲水平面を一致させることによりマスタ動作範囲を効率的に配置できる．
- モニタ平面と，マスタデバイス動作水平面を一致させることにより，モニタ座標系とマスタデバイス座標系を一致させることができ，プログラムが簡略化できる．
- 直動機構に定荷重バネを用いることにより，マスタデバイスの自重を位置に変わらず補償することができる (関節 J2, J3).

また，関節 J4 に関しては，関節 J4 軸と関節 J5 軸が重なると機構に死点が発生するため，Fig.5.26 に示すように垂直軸からオフセットを持たせ，人間の手首の動作範囲では死点が発生しないよう考慮した．また，関節 J4，J5 の関節動作範囲の境界位置付近では，バネにより反力を発生させ関節の動作範囲限界を提示している．

中央モニタの下で双腕のマスタデバイスの間に操作パネルを用意した．その外観を Fig.5.27 に示す．操作パネルには，システム状態を表示するランプと，システム全体のモードを切り替

Fig.5.25　Operation image for tools

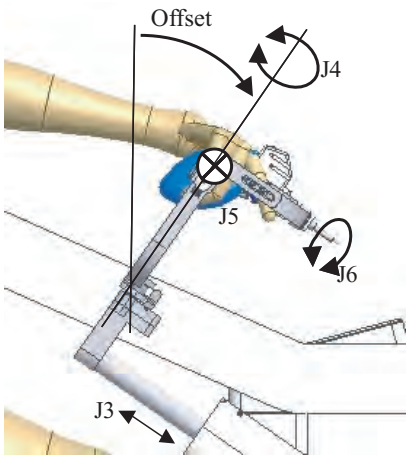


Fig.5.26　Offset joint

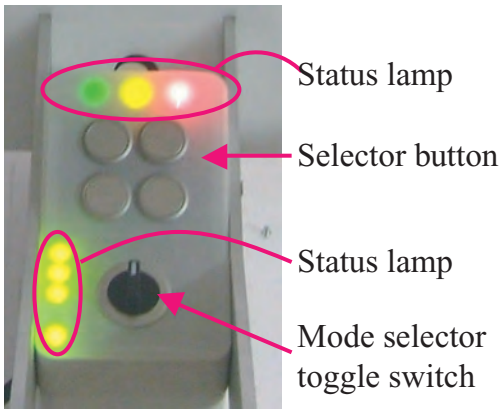


Fig.5.27　Operation panel

えるスイッチやボタンを配置した．三色の状態表示ランプは，正常動作中は緑色，警告時は黄色，システム停止中やエラー時は赤色が点灯し，モニタ注視中も周辺視野で認識できる．

また，操作パネル上の動作モード切り替えトグルスイッチによって，初期設定モード，操作モード，術具交換モードの 3 つの動作モードを選択できる．動作モードにより，入力ボタンや状態表示ランプの役目を変えることができる．操作モード中の入力ボタンは，モーションスケール比の変更に用いられる．モーションスケール比とは，マスタデバイスの動作量と，スレーブマニピュレータの動作量の間に，設けた比率のことである．これにより，細かい動作をあたかも数倍の大きさで操作を行うといったことができる．

マスタコンソールのスペックと使用したセンサを Table 5.6，Table 5.7 にまとめる．

5.4.3.2 多腕，多自由度操作を支援する操作インターフェース

本システムが操作を対象とする術具は，直線穿刺針 (2DOF)，内視鏡 (2DOF)，屈曲穿刺針 (5DOF)，屈曲レーザ止血器 (5DOF)，持針器，剪刀，鉗子などの術具 (7DOF) と多岐にわたる．術者は自身の二つしかない手によって最大 4 腕を操作する必要があるため，これらを混乱なく直感的に操作できることが重要である．これを実現するために，多腕を容易に混乱なく切り替え可能なインターフェース，様々な術者に対応可能なユニバーサルデザインのグリップ，操作

Table.5.6 Specificatoin of master console

	Spec	Remarks
Ocupied space	0.42 [m^2]	daVinci®: About 1.2 [m^2]
Working area	200×200×200 [mm]	
Resolution of position	0.01 [mm]	
Resolution of rotation	0.25 [deg]	

Table.5.7 Sensor for Master console

Type	Model number	Maker	Resolution	Remarks
Linear encoder	MLS-12-1500P-250C	MTL	0.04 [mm]	For joint 1, 2, 3
Rotary encoder	MES-6-360PC	MTL	1 [deg]	For joint 4, 5, 6, 7
Reflection optical sensor	FU-38V	KEYENCE	On/Off	For initialization
Tactile switch	SKPDAED010	ALPS ELECTRIC CO., LTD.	On/Off	For Top and side switch
Tactile switch	SKHRAA	ALPS ELECTRIC CO., LTD.	On/Off	For gripper
Foot-switch	OFL-TW-FS	OJIDEN	On/Off	Foot-switch
Foot-switch	OFL-F	OJIDEN	On/Off	Alternate switch

を支援する多種のモード，などに注力し，操作インターフェースの開発を行った．

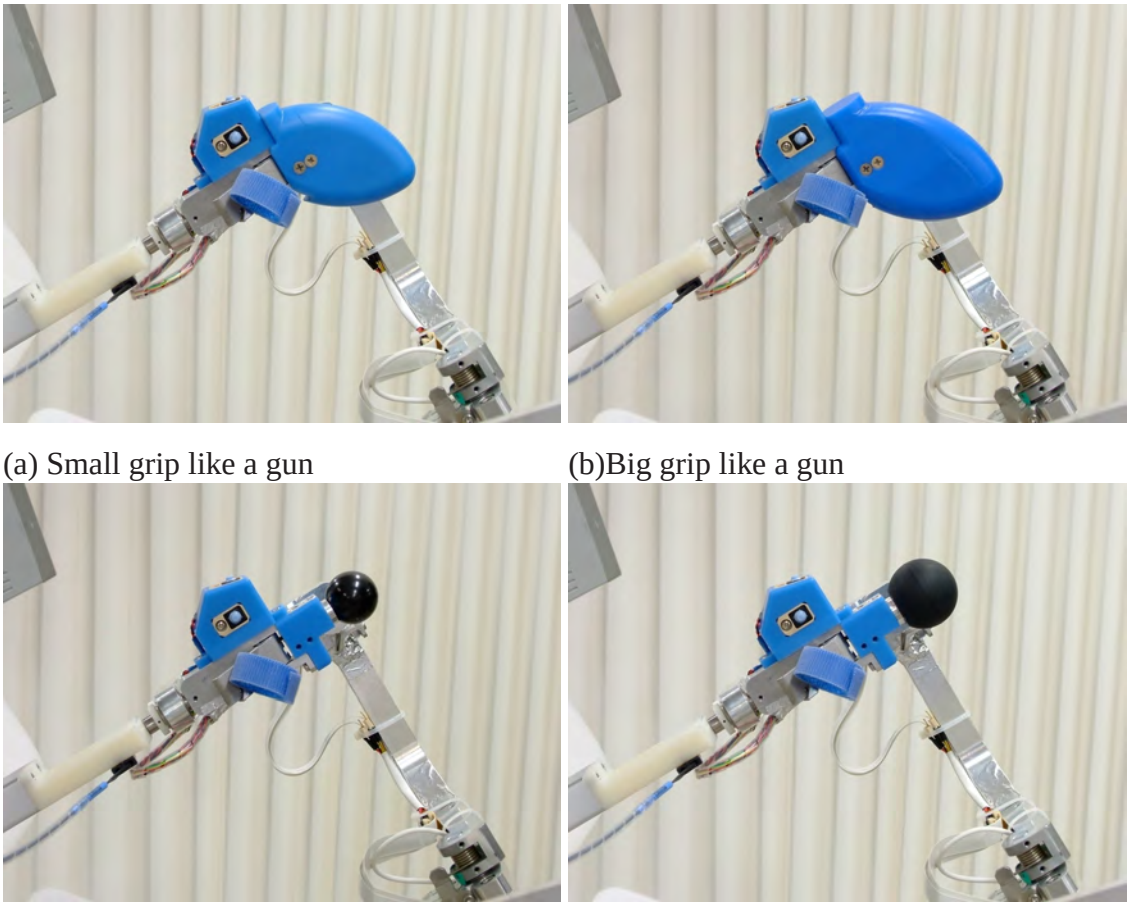
i)　多腕を切り替えるインターフェース　術者の双腕で多数の術具を操作するために，操作する術具を Fig.5.28 に示すようなフットスイッチで選択できるようにした．左右のフットスイッチは，それぞれシーソー型のオルタネイティブスイッチとなっている．Fig.5.28 中では，右腕 RR のフットスイッチが押されており，左腕用フットスイッチは，LL，LR 共に選択されていない状態を示している．Fig.5.28 の右腕 RL を選択するためには，右腕 RR を解除しなければ選択できない．つまり，マスタの右腕，左腕共に，最大で 1 腕ずつしか動かすことができず，誤って 3 腕以上が操作可能な状態になることを防いでいる．また 1 回選択されると，シーソーのようにフットスイッチ天板が動き，その位置を保持するため，どのフットスイッチが選択されているかは，術者の足感覚で認識できる．フットスイッチのシーソー状の天板が平行状態，あるいは上がっていると，該当するマニピュレータは一時停止状態となる．この時，パソコン用マウスを手で持ち上げて動かしやすい位置に戻すように，マスタデバイスのグリップを，操作者の動かしやすい位置姿勢に動かして，操作を再開することができる．これをクラッチ操作と呼ぶ．

中央に配置されている単体のフットスイッチを踏むと，他のフットスイッチ状態に関わらず，システム全体が終了する．また，これとは別に非常停止用フットスイッチがある．これを押すと，制御装置内での電気的接続が切断され，コンピュータがどんな信号を出しても，モータには一切の指令値が入力されず，マニピュレータは停止する．

ii)　ユニバーサルデザイングリップ　通常の外科手術用術具では，術者の好み，こだわり，操作手技，利き手，手の大きさ等によって様々なグリップ形状が存在する．また，ピンセットを使うにしても，親指を主体的に動かす術者や，人差し指を主体的に動かす術者，同時に動かす術者など様々である．そこで，様々な術者に対応可能なユニバーサルなデザインを目指し，Fig.5.29 に示すように，マスタデバイスは様々な形状のグリップを容易に交換可能な機構とした．さらに，グリッパの動きを，人差し指で操作しても親指で操作しても，両指で操作しても，開閉情報を取得できるグリッパ機構を開発した．機構の概要を Fig.5.30 に示す．例えば，グリッパ右を閉じると，グリップと一体化されている軸 (グリッパ回転中心) を中心に，グリッ

Fig.5.28　Foot-switches

パは回転し，グリッパ右ピンも回転する．この動きによって，同期調整部材が Fig.5.30 中の左方向に動かされ，同期調整部材の溝に接しているグリッパ左ピンも共に左に押し出される．そ



(a) Small grip like a gun　(b)Big grip like a gun

(c)Small ball grip　(d)Big ball grip

Fig.5.29　Exchangeable grip

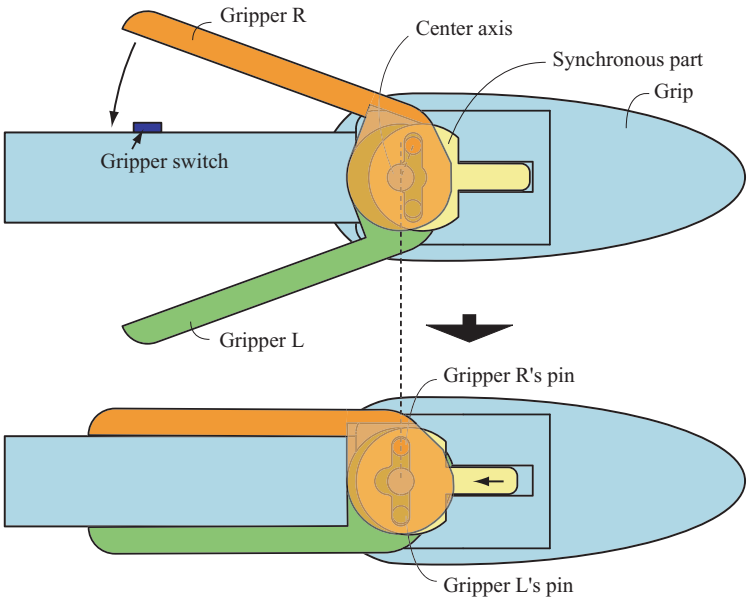
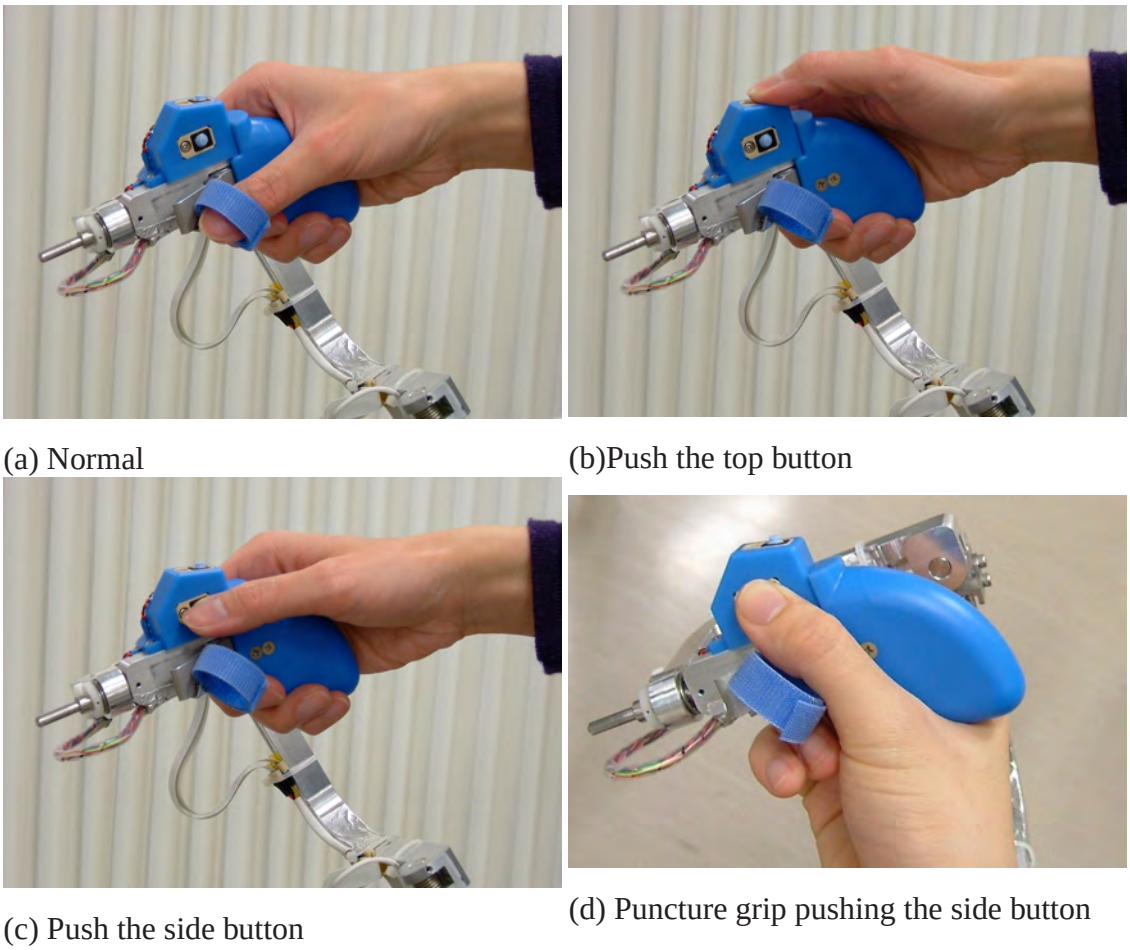


Fig.5.30　Gripper mechanism of the master device

のため，グリッパ左ピンと一体化されているグリッパ左は，軸 (グリッパ回転中心) を回転中心として回転し，グリッパ左も閉じる．グリッパ右とグリッパ左は対称な機構であるため，どちらかのグリッパだけを操作しても，両方を同時に操作しても，開閉動作が実現でき，開閉角度がエンコーダによって取得できる．これにより，利き手や利き指に関わらず，左右どちらのグリッパを動かしても開閉動作の入力が可能となる．なお，マスタグリッパは，図示していないトーションバネにより常時開く方向に力がかかっている．

また，術具ブレードで対象物を強く把持するか，軽く把持するかを，グリッパスイッチの On/Off で入力することができる．これにより，吻合のための彎曲針を持ちながら姿勢を変えたいときと，彎曲針を強く把持したいときの違いが入力できる．

iii)　多様な操作支援モード　　様々な術具への入力を支援するために，多様な操作手段を用意した．Fig.5.31 に 4 種類のグリップの握り方を示す．持針器などの先端で位置姿勢 6 自由度，開閉 1 自由度を有する術具は，Fig.5.25 で示したように，術具先端のブレードとマスタデバイスのグリッパを重ね合わせて操作を行う．Fig.4.17 に示した屈曲穿刺針の操作では，5.4.1 節のユースケースを用いた要求仕様分析で述べたように，粗位置決めの粗動モード，先端位置姿勢を調整するための微動モードが必要である．



(a) Normal　(b)Push the top button

(c) Push the side button　(d) Puncture grip pushing the side button

Fig.5.31　Various operation

そこで，穿刺針の位置と姿勢を定めるために，状況に応じて 2 通りの操作方法を提案する．一つは，Fig.5.32 のように屈曲部とマスタデバイスを重ね合わせたかのように操作する方法である．もう一つは，Fig.5.33 のように，先端部の位置姿勢を操作する方法である．Fig.5.32 のような操作方法では，屈曲関節から先端までの距離が 75 [mm] あるため，屈曲関節を動かすと先端位置は大きく動き粗位置決めができる．Fig.5.33 のような操作モードでは，マスタグリップで姿勢を変えても，先端位置は動かずに屈曲関節の位置が動き，穿刺針の姿勢を定めることができる．これにより，位置の微動操作を行うことができる．操作モードの違いを常に意識させるために，Fig.5.31 (b) に示すようにトップスイッチを押している間だけ Fig.5.33 で示す操作モードとなるようにした．

さらに，屈曲する穿刺針の操作支援方法として，穿刺針姿勢を固定するモードを設けた．一度穿刺針の姿勢を決めた後は，穿刺針の姿勢を変えずに，穿刺針を直動させて穿刺することが重要である．そこで，Fig.5.31 (c) のようにサイドスイッチを押している間は，穿刺針の姿勢は変わらず，位置のみを動かすことができるようにした．これにより，位置決めをした後の穿刺作業が容易になる．また，穿刺針を刺す際は，Fig.5.31 (d) のように，従来の穿刺針を持って刺すかのようにグリップをもって穿刺を行うことができる．このように従来の手術と同様に操作可能とすることにより，違和感なく本システムを操作できる．この場合の持ち方でもサイドスイッチを押しながら刺すことができ，穿刺針姿勢を変えずに穿刺する直動量のみを注意して穿刺ができるため，安全性が向上する．また，このサイドスイッチの押下は，姿勢のみのクラッチ操作としても利用できる．このためサイドスイッチ押下時は，スレーブマニピュレータの姿

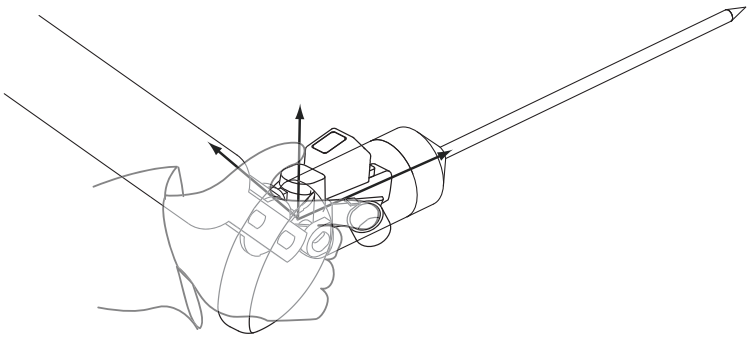


Fig.5.32　Operation as if grasping a bending joint

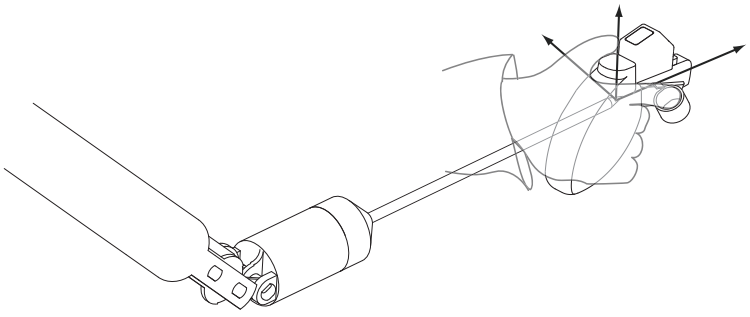


Fig.5.33　Operation as if grasping a needle tip

勢は変わらないので，マスタデバイスのグリップ姿勢を操作者の操作しやすい姿勢に変えることができる．なお，これらのトップスイッチやサイドスイッチを用いた動作モードの切り替えは，屈曲穿刺駆動マニピュレータだけでなく，先端 7 自由度の術具駆動マニピュレータでも同様に実現可能である．Fig.5.30 で示したように，グリッパは片一方だけ動かせば動作させることができるため，親指をグリッパからはずして，トップスイッチやサイドスイッチを操作しながらも，人差し指によってグリッパ動作を実現できる．

上述のように，操作支援モードとして粗動，微動，姿勢固定モードを用意することにより，操作性が向上すると考えられる．

5.4.4　マスタ・スレーブシステムによる基本手技評価実験

5.4.4.1　目的と方法

内視鏡手術を行うために必要な基本かつ高度な技術である針かけ，糸結びをマスタ・スレーブシステムを用いて実施することにより，本手術支援システムの有効性を確認する．

まず，針や糸を把持するために必要な把持力の測定を行った．oguma らは，ビーグル犬の腸において，縫合時の張力は 0.5 [N] から 5 [N] の中で 1.5 [N] が最も再生に適していると報告している [101]．そこで，開発した術具駆動マニピュレータの張力の最大値を計測し，1.5 [N] 以上の張力を有するかを確認した．床面に固定したデジタルフォースゲージ (AD-4932-50N) の測定部に一般の縫合で用いる 2-0 のシルクの縫合糸を結びつけた．マスタ・スレーブモードにより術具駆動マニピュレータを操作し，その縫合糸を術具により把持し牽引した．

次に，開発した術具駆動マニピュレータ 2 体に持針器と鉗子を装着し，内視鏡手術での基本手技となる彎曲針の針かけおよび糸結び実験を模擬臓器に対して行った．なお，針は，26 [mm] の 1/2 彎曲針で 2-0 のシルクの糸を用いた．操作中はマニピュレータステータス画面を提示し，ナビゲーション画面としてマニピュレータの動作の様子を CG にて提示している．

5.4.4.2　結果

把持力評価実験の様子を Fig.5.34 に示す．ピーク時の張力が 4.3 [N] であることから，十分な張力が出力できることを確認した．

内視鏡手術での基本手技評価実験では，まず内視鏡保持マニピュレータを操作して視野を確保した後，Fig.5.35 に示すように，模擬臓器に針をかけ，糸結びを 2 回といった基本的な手技が実現できることを確認した．また，Fig.5.36 に示すようにブタを用いた in-vivo 実験においても肝臓への針かけができることを確認した．

5.4.4.3　考察

上記実験を通じ，外科医から以下のコメントを得た．

(1) 彎曲針を把持する際，彎曲針がすべることがある．
(2) マスタ・スレーブ間の動作遅れが少し気になる．
(3) クラッチ操作が頻繁で煩雑に感じる．
(4) 術具の屈曲半径が小さく使いやすい．
(5) CG によるマニピュレータ全景を示したナビゲーション画面がわかりやすく便利．

以下，上記コメントに対する考察を述べる．

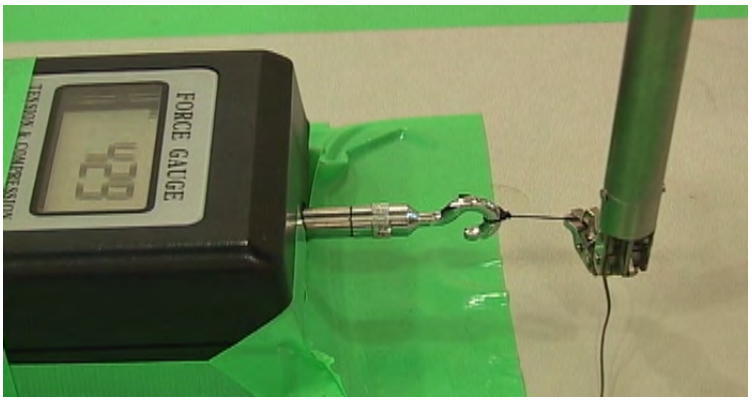


Fig.5.34　Measurement of grip force

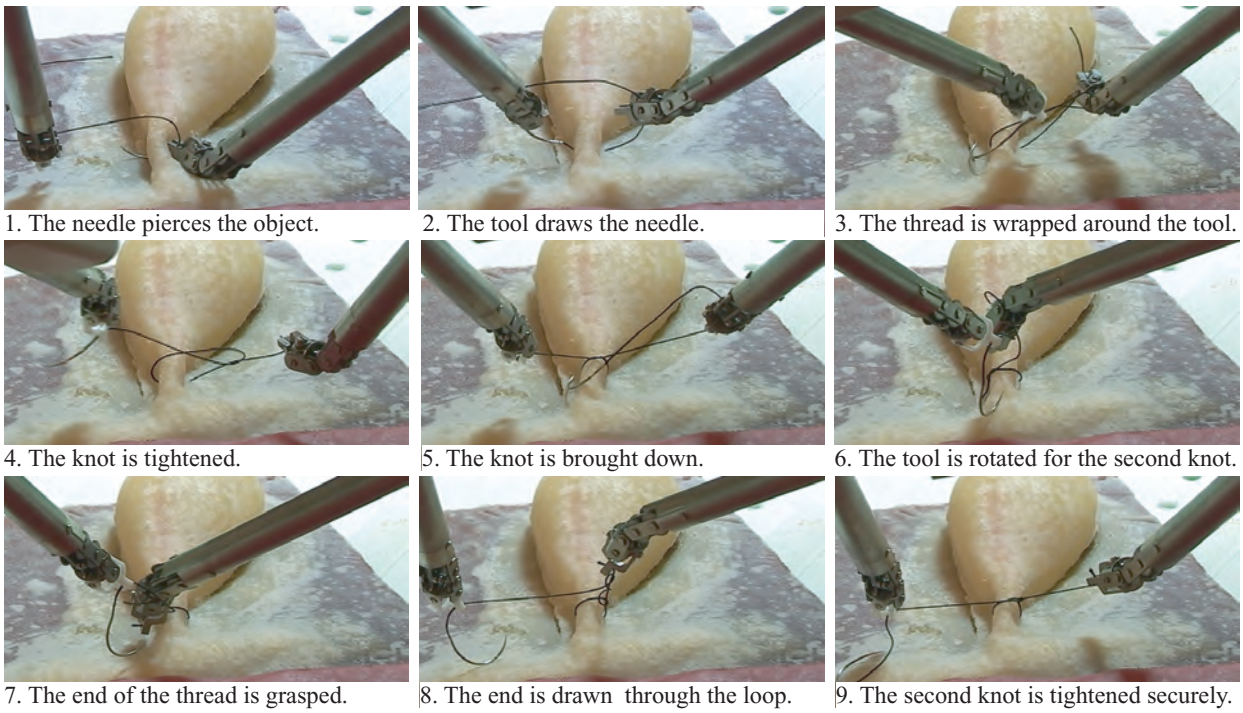


Fig.5.35　Experiment of suture

(1) **に関する考察：** 把持力の測定実験から必要とされる張力は十分に牽引できることがわかっているため，術具グリッパと直径 1 [mm] 弱の彎曲針の間に十分な摩擦力を確保できないことが，課題である．術具グリッパの形状を工夫し，彎曲針とグリッパの接触面積および摩擦力を増やすことにより改善できる．術具グリッパの形状は術具メーカのノウハウの塊であるため，今後の開発では術具メーカに協力を依頼する必要がある．

(2) **に関する考察：** ビデオテープからの解析によると，マスタを動かしてから，モニタ上でスレーブマニピュレータが動き出すまで，210 [ms] (ビデオ 7 フレーム) の動作遅延が生じていることがわかった．4.2.1.5 節で述べたように，遠隔手術において 330 [ms] 程度の遅れでも胆嚢摘出手術が行えるという実績があり，本システムが目標に設定した値を達成しているが，操作性向上のためにも，今後は動作遅延をより短縮する必要がある．モータが動き出してからマニピュレータの関節が動きだすまでの動作遅延を 100 [ms] という目標を立ててこれを実現したが，マスタ・スレーブ間の通信，カメラ・モニタ間の通信等に対しては対応を検討していない．今後は，通信速度等についても検討をすすめる必要がある．マニピュレータの応答性の問題は，超音波モータおよびその長い動力伝達経路による遅れと，MR 画像によるナビゲーション画像を取得できるというメリットとのトレードオフであるため，劇的に低減することは困難である．しかし，駆動伝達ユニットにおいて余裕を設けている伝達距離の最適化や，蛇管系伝達部の長さの最適化，制御系の改善などによりさらなる改善ができると考える．

(3) **に関する考察：** 本システムでは，マスタとスレーブマニピュレータの動作比 (モーションスケール比) を 1:1 とするときに，マスタの動作範囲とスレーブマニピュレータの動作範囲

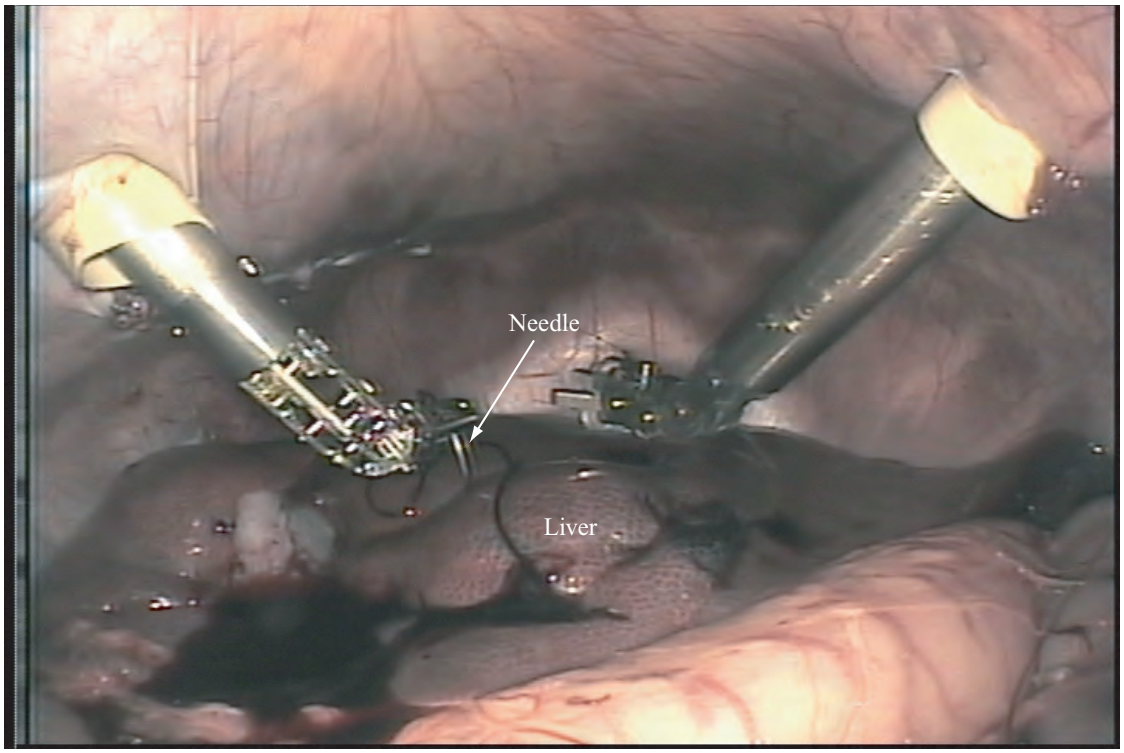


Fig.5.36　Stitch in vivo experiment

を等しくなるように開発した．しかし，細かい作業を操作しやすいようにモーションスケール比を例えば 3:1 と設定すると，スレーブマニピュレータの 3 倍の動作範囲をマスタが必要となるため，クラッチ操作が多くなるという課題が生じる．細かい対象をあたかも大きなものを対象として操作できるというモーションスケール比変更のメリットに対し生じるトレードオフであるが，マスタ操作時の初期位置の設定やモーションスケール比の切り替え，本システム操作への慣れなどによってある程度改善できると考える．

また，操作者を観察すると，マスタデバイスの操作範囲の外側両端はあまり使うことがなく，操作パネル付近の動作範囲の制限位置にて，クラッチ操作を行うことが多かった．マスタデバイス 2 台が接触しないように，その二つの間に間仕切りとして操作パネルを配置しているが，操作者が一番操作しやすい体軸中央正面位置をマスタデバイスの動作範囲にできないことが，クラッチ操作の頻発につながるとも考えられる．間仕切り部の最薄化あるいは，2 台のマスタデバイスが接触しても誤動作につながらないような仕組みを今後検討する必要がある．

(4) **に関する考察：** 4.2.3.2 節でも述べたが，屈曲 2 自由度を有しながら，屈曲半径が 7.6 [mm] の本術具は，これまで発表されている他の多自由度術具に比べ，屈曲半径が小さく小回りが効く．これにより糸結びの際には非常に有効になるとのコメントを受けたと考える．

(5) **に関する考察：** マスタコンソール制御計算機で表示されるマニピュレータシミュレータの CG は，術具先端しか把握できない内視鏡視野を補間する機能としてわかりやすく便利であるとのコメントを受けた．MR ボリューム画像も同時に表示できるようになるとさらに良いとのことであった．

5.5 小括

本章では，ナビゲーション機能とマニピュレータを連携させるために必要なレジストレーション方法，手術計画と共にマニピュレータの設置計画・動作計画を行う術前プランニング機能，マニピュレータを操作する操作入力装置を開発し，以下の結論を得た．

1. マニピュレータ座標系と MRI 座標系をレジストレーションするために，MR マーカ式座標統合法を提案し，レジストレーション誤差の平均値は 0.53 [mm] で標準偏差は 0.27 であり，MR 画像の分解能を考慮した目標値 1 [mm] に対し十分な精度であることを確認した．
2. マニピュレータシステムを手術現場に容易に導入するために，手術計画時に，指定した刺入点とターゲットからマニピュレータの設置方法を提示する機能，マニピュレータの動作範囲を提示する機能，複数台のマニピュレータの干渉を防ぐ機能を実現した．
3. 術前プランニング機能に従って，直線穿刺針による穿刺を行った結果，刺入点からの距離が 179 [mm] の直径 4.0 [mm] のターゲットに対し，正確に穿刺できることを確認し

た．RFA 穿刺治療の対象腫瘍が，約 10 [mm]〜30 [mm] の大きさであることから，十分な精度であるといえる．

4. 穿刺針保持マニピュレータの指令値を基に実施した ISC の MR 画像 (厚み 3.0 [mm]) 上に，直径 2.0 [mm] の穿刺針が黒く描出されることを確認した．これより，MRI の分解能の範囲では十分にマニピュレータと MRI が連携できていることを確認した．
5. 安全で，確実な低侵襲手術を実現するための小型手術支援システムを開発するにあたり，UML のユースケースを用いて操作入力装置への要求仕様分析を行い，以下の要求仕様を明らかにした．
   （a）MRI ガントリ付近で穿刺針保持マニピュレータを操作可能な手元コントローラと，多腕多自由度な術具駆動マニピュレータを操作可能なマスタコンソールといった 2 種類の操作入力装置が必要である．
   （b）手元コントローラは，片手で操作可能で MRI 環境に対応し，穿刺針のピボット動作を直感的に入力可能である必要がある．
   （c）マスタコンソールは，コンパクトで多腕，多自由度操作を支援するインターフェースが必要である．
6. 上記で得られた要求仕様により，操作入力装置として，以下の手元コントローラとマスタコンソールを開発した．
   （a）手元コントローラは，入力角度分解能 0.1 [deg] の 8 方向ジョイスティックを有する．これは，125×43×63 [mm] の大きさで，MRI ガントリ付近において片手で操作可能である．
   （b）マスタコンソールは，動作範囲 200×200×200 [mm]，入力可能自由度 7，入力位置決め分解能 0.01 [mm] の双腕マスタデバイスを有する．これは，下記のそれぞれのモードで入力を選択できるインターフェースを有している．
      - 初期設定，術具操作，術具交換の 3 種の動作モード
      - 多腕マニピュレータの切り替え
      - 先端の粗動，微動，姿勢固定といった 3 種の操作支援モード
7. 開発したマスタ・スレーブシステムを用いて，術具マニピュレータによる牽引力が 4.3 [N] であること，針かけ，糸結び動作が可能であることを確認した．これらより，内視鏡手術の基本手技を実現できる見通しを得た．

第 6 章

統合システムと評価実験

6.1 はじめに

本章では，これまでに明らかにしたマニピュレータを MRI 環境下で動作させるための要素技術を組み合わせて開発した統合システムについて述べる．本システムの有効性を示すために，in-vivo 実験にてブタ肝臓内の擬似腫瘍への穿刺を行い，その結果について述べる．さらに，この in-vivo 実験の考察を通して，新たな術式，システム構成を提案し，これを再度 in-vivo 実験に適用した結果と考察についてまとめ，本システムの有効性を示す．

6.2 統合システム

6.2.1 システム概要

ナビゲーション機能とマスタ・スレーブマニピュレータシステムを連携させるために，情報統合コントローラを開発した．システム全体の構成図を Fig.6.1 に示す．情報統合コントローラは，各種装置から集められた情報の座標系変換とロギング，ISC とその表示機能を担っている．ナビゲーションコントローラは，術前に MRI によって取得した 3D ボリューム画像を用いて，術前の手術計画や，術中の 3D ナビゲーション画面生成を担っている．手術台コントローラは，手術台の制御を担っている．なお，ナビゲーションコントローラは日立メディコ [94]，MRI 環境対応手術台および手術台コントローラは瑞穂医科工業 [102] の開発品であり，情報統合コントローラは，日立メディコと瑞穂医科工業と共に共同で開発した．

マスタコンソールのマスタデバイスにより入力された操作情報は，マスタコントローラにより処理され，スレーブマニピュレータへの指令値としてスレーブコントローラへ送られる．スレーブコントローラは，その指令値に基づきスレーブマニピュレータを制御する．スレーブマニピュレータの情報は，スレーブコントローラからマスタコントローラを経由して情報統合コ

ントローラへ送られる．スレーブマニピュレータから情報統合コントローラへ直接情報を送らなかった理由は，それぞれのコントローラのサンプリングレートが大きく異なるということと，マスタコントローラが提示するマニピュレータ情報画面に，マスタデバイスの情報とスレーブマニピュレータの情報を一覧提示できるようにするためである．なお，スレーブコントローラとマスタコントローラは，2M [Byte/s] の共有メモリを用いた通信を行い，マスタコントローラと情報統合コントローラは，1M [Byte/s] の共有メモリ通信を行っている．これら以外のコントローラ間の通信は，LAN を利用している．

マスタコンソールには，4 つのナビゲーション画面と，内視鏡画面，手術室全景画面，手術台操作用画面が配置され，全ての情報を把握することができる．なお，情報統合コントローラ，MRI コントローラ，スレーブコントローラでは，マスタコンソールでは表示しない ME スタッフ用のモニタ画面が用意され，画面の切り替えやステータスの閲覧ができる．

6.2.2　多腕マスタ・スレーブシステムの管理

本システムは，容易な拡張，縮退を可能とし，穿刺治療，内視鏡手術，MRI 誘導下手術といった各種の手術に対応可能な装置を目指している．そこで，マスタ・スレーブシステムを拡

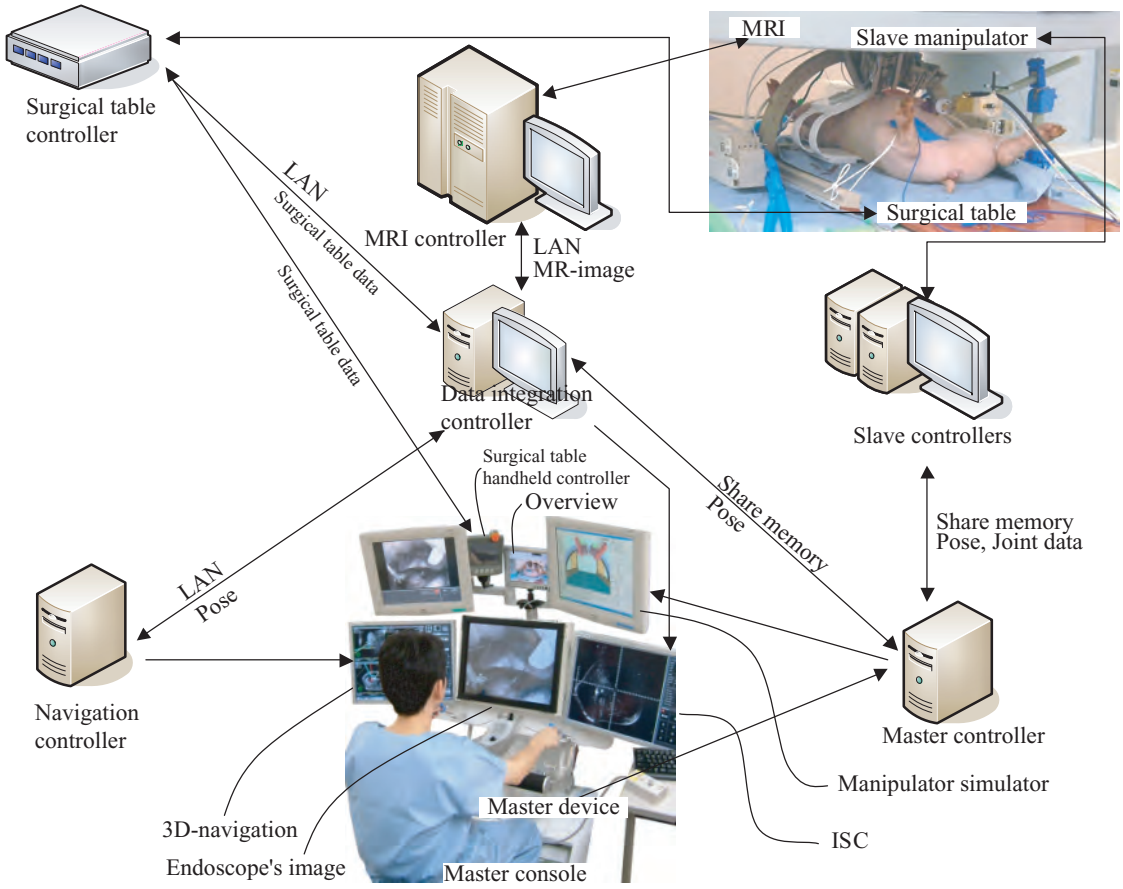


Fig.6.1　Configuration diagram

張，縮退可能とするための管理プログラムと，その制御装置を開発した．

マニピュレータおよびマスタコンソールの制御装置を 19 インチラック 2 台にまとめた

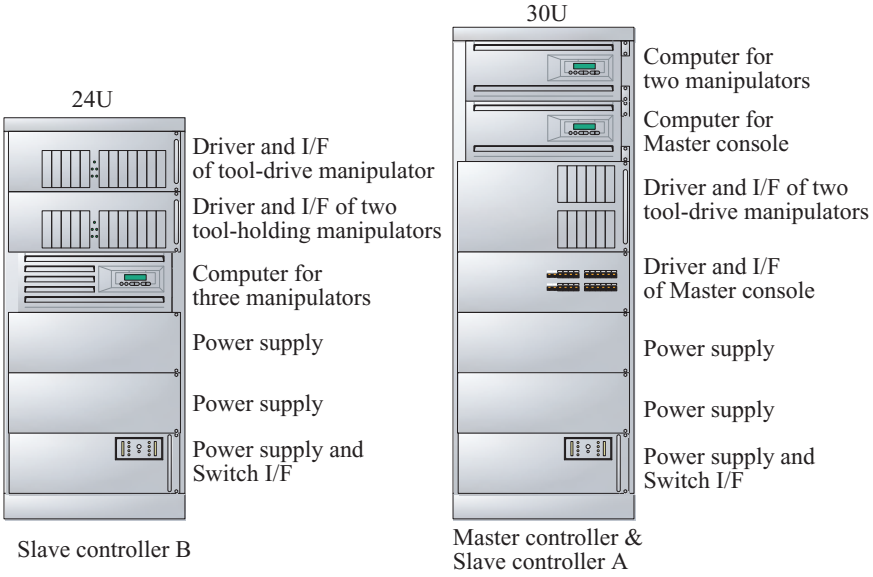


Fig.6.2　Controller for the system

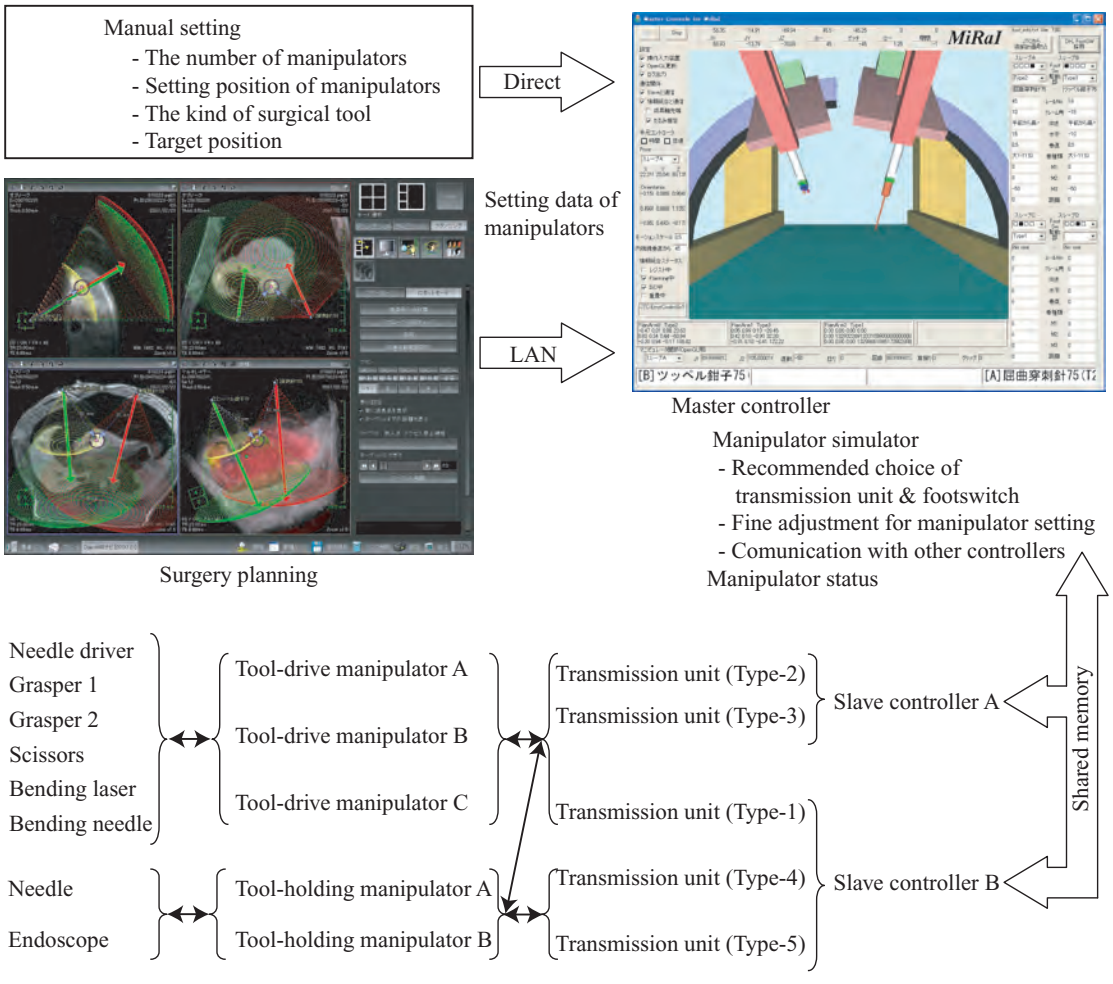


Fig.6.3　Configuration of system controller

(Fig.6.2)．具体的には，30 ユニット (以下，U) のマスタコントローラとスレーブコントローラ A をまとめた制御装置と，24U のスレーブコントローラ B である．30U の制御装置だけで，2 台のマニピュレータとマスタコンソールおよび手元コントローラが制御できる．つまり，30U の制御装置 1 つで，術具駆動マニピュレータ 2 台と内視鏡保持マニピュレータ，および穿刺針保持マニピュレータの計 4 台の中から任意の 2 台を，マスタコンソールおよび手元コントローラを用いて操作することができ，穿刺支援から内視鏡手術支援まで一通りの治療が可能となる．さらに，オプションとして 24U の装置をつけ加えることにより，3 腕や 4 腕のマニピュレータを用いた治療が可能となる．

これを実現するために，最大 3 腕，運動学的には 3 種類のマニピュレータ (術具駆動マニピュレータ，術具保持マニピュレータ，屈曲穿刺針保持マニピュレータ) を同時に制御可能なソフトウェアを開発した．同じソフトウェアが Fig.6.2 にて示した 2 台のマニピュレータ用計算機にそれぞれ実装され動作している．また，これら多腕のスレーブマニピュレータを管理するマスタコントローラとそれに関係するシステムを Fig.6.3 に示す．使用されるマニピュレータの数や種類，初期位置等は，術前計画プログラムを実装したナビゲーションコントローラあるいは，手動で直接入力される．この情報に基づき，マスタコントローラは，マニピュレータの設置方法の提示に加え，どの駆動伝達ユニットを用いるか，どのマニピュレータを用いるか，どの操作入力装置を用いるか（左右 2 台のマスタデバイスと手元コントローラ)，どのフットスイッチがマニピュレータに対応するか，などを自動で推奨しマニピュレータシミュレータ画面に提示する．操作者はこれらを確認し，必要であれば修正し，マスタ・スレーブ操作を開始する．なお，Fig.6.3 に示すように，駆動伝達ユニットの Type-1，2，3 は，術具駆動マニピュレータも術具保持マニピュレータもどちらも駆動できる．駆動伝達ユニットの Type-4，5 は，駆動伝達ユニットとしては実際には 1 台であり，駆動伝達ユニット 1 台で，最大 2 台の術具保持マニピュレータを駆動することができる．

6.2.3　運用シーケンス

情報統合システムを運用するコントローラ間の基本シーケンスを Table 6.1 にまとめ，データの流れを Fig.6.4 にシーケンス図として示す．なお，Fig.6.4 中の POSE とはマニピュレータの位置姿勢情報のことである．

Table.6.1: Sequence of data integration system

作業内容		関係者，コントローラ
レジストレーション		
1	手術台の配置	スタッフ
2	手術台天板にマーカアーム配置	スタッフ
3	マーカアームが MRI の FOV 中心付近に位置するように，手術台天板を移動	スタッフ，手術台コントローラ

Table.6.1: Sequence of data integration system

作業内容		関係者，コントローラ
4	マーカアームを含む FOV のボリューム画像撮像	スタッフ，MRI コントローラ
5	ボリューム画像を情報統合コントローラに転送	スタッフ，MRI コントローラ
6	マーカアームのマーカ中心位置を DICOM 座標系にて取得.	スタッフ，情報統合コントローラ
7	マニピュレータ座標系と DICOM 座標系の変換行列 (T_{md}) を算出	情報統合コントローラ
8	T_{md} 行列とボリューム画像をナビゲーションコントローラに転送	スタッフ，情報統合コントローラ
術前計画		
9	ボリューム画像の取り込み	ナビゲーションコントローラ
10	ターゲットの決定	術者，ナビゲーションコントローラ
11	刺入点の決定	術者，ナビゲーションコントローラ
12	術具の決定	術者，ナビゲーションコントローラ
13	推奨刺入点の計算	ナビゲーションコントローラ
13	体表に合わせて微調整	術者，ナビゲーションコントローラ
14	術前計画採用決定し，情報統合コントローラに術前計画を送信	術者，ナビゲーションコントローラ
15	術前計画をマスタコントローラに転送，および術前計画のロギング	情報統合コントローラ
16	術前計画に基づいてマニピュレータを配置	スタッフ
17	実際にマニピュレータを配置した際に調整が生じた場合，その情報を入力	スタッフ，マスタコントローラ
18	実際に配置したマニピュレータ設置パラメータをスレーブコントローラに送信	マスタコントローラ
術中ナビゲーション		
19	手術台天板座標系での術具の位置姿勢情報を使用術具情報と共に，情報統合コントローラに送信	スレーブコントローラ，マスタコントローラ
20	T_{md} を用いて DICOM 座標系での術具先端位置姿勢情報を算出	情報統合コントローラ
21	DICOM 座標系での術具先端位置姿勢情報を，ナビゲーションコントローラに転送.	情報統合コントローラ
22	術具先端位置姿勢情報に基づいて ISC プログラムにより MR 画像撮像.	情報統合コントローラ, MRI コントローラ
23	術前の 3D ボリューム画像上に，マニピュレータの術具位置を表示	ナビゲーションコントローラ
24	マニピュレータ動作形状を CG で表示.	マスタコントローラ
術後診断		
25	手技が終わった直後，手術自体は終了せずに，MRI で患部を高精細に撮像．その際，マニピュレータにより撮像断面を指定することができる.	MRI コントローラ

これらの情報通信のキーポイントは情報統合システムを仲介とした座標系の変換である．5.2 節で述べたレジストレーションによる変換行列を用いて，情報統合コントローラは，マニピュレータ座標系の情報と DICOM 座標系の情報を変換する．これによりナビゲーションコントローラは，マニピュレータの座標変換について考慮する必要ない．同様に，マスタコントローラおよびスレーブコントローラも，DICOM 座標系のことを考慮することなく制御を行うことができる．

ただし，術前計画では，ナビゲーションコントローラ内でマニピュレータの配置位置や動作範囲を算出するため，T_{md} 行列を必要とする．このため，レジストレーション後，情報統合コントローラからナビゲーションコントローラへ T_{md} 行列を転送している．本来ならば，T_{md} 行列は情報統合コントローラ管理とし，術前計画でのマニピュレータの配置位置等は，情報統合

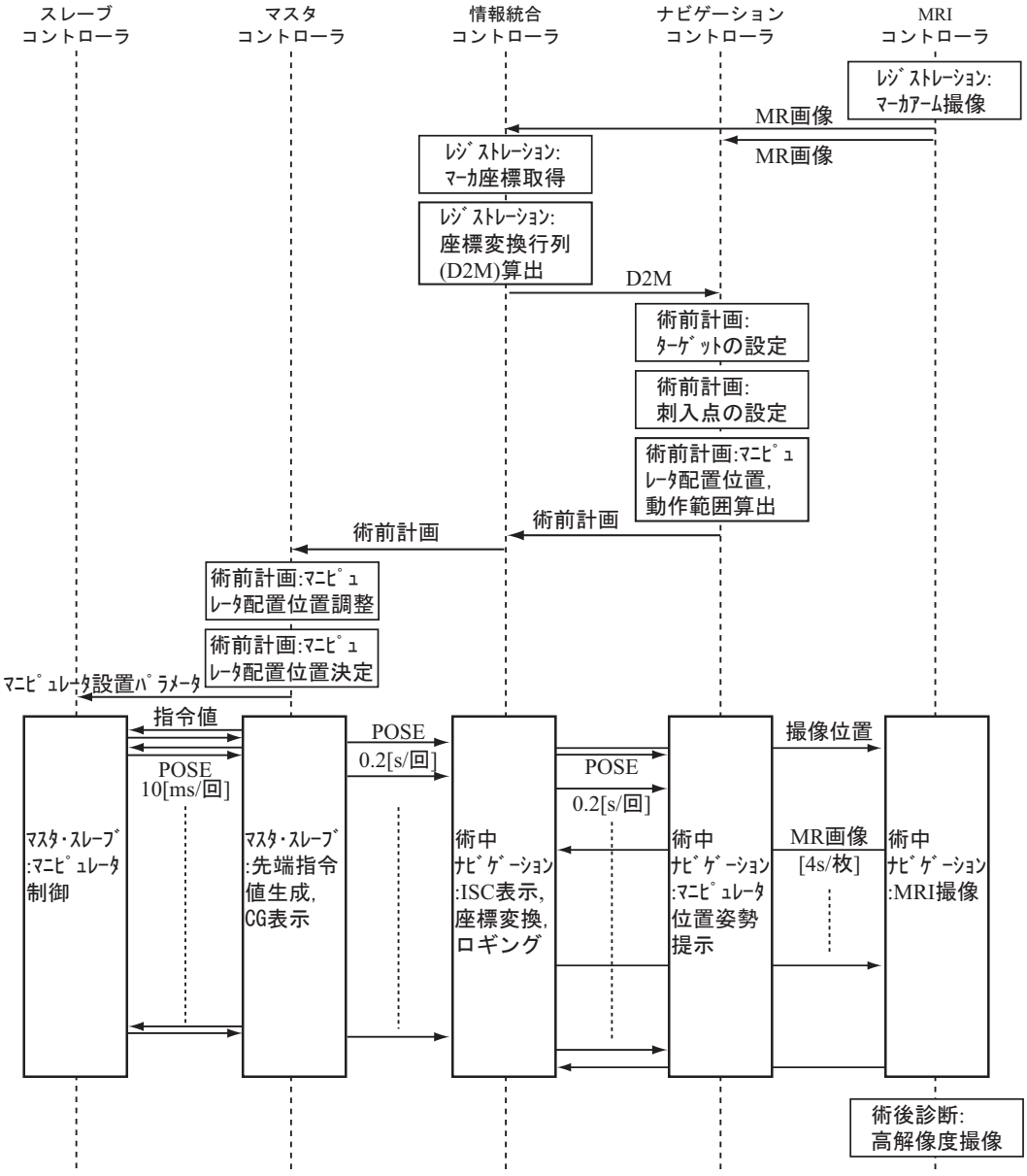


Fig.6.4　Sequence diagram of data integration system

コントローラを介して，マスタコントローラあるいはスレーブコントローラにより検討，算出する．さらに通信により配置配置の可否をナビゲーションコントローラに返すという方法が，スレーブコントローラとナビゲーションコントローラ間のバージョンの違いを考慮する必要がなく，情報管理の点からも都合がよい．しかし，術前のカンファレンスなどでネットワークから切り離された場所でも手術計画を設定，説明できるようにするため，MR 画像と T_{md} 行列を受け取れば，ナビゲーションコントローラは，ネットワークから外れても，術前計画プログラムが実行できる構成とした．

レジストレーションにおいてマーカアームを撮像した位置から手術台を動かした場合，手術台コントローラからその移動量を情報統合コントローラに送り，その移動量を足し合わせた変換行列 (T_{md}) を算出しているが，Table 6.1 および Fig.6.4 では，簡略化のため省略している．

6.2.4　マニピュレータ 4 台によるマスタ・スレーブシステム評価実験

術具駆動マニピュレータ 3 台と，内視鏡保持マニピュレータを用意し，臓器裏側にマーキングした直径 3 [mm] のターゲットに対し，屈曲する穿刺針での穿刺を試みた．これを実現することで，マスタコンソールによりマニピュレータ 4 台が操作可能で，4 腕を協調動作させて作業を実現できることが確認できる．また臨床的には，これまで内視鏡手術では実現が困難とされてきた臓器裏側へのアプローチ実現への見通しを得ることができる．Fig.6.5 左図に示すマスタコントローラのマニピュレータシミュレータによりマニピュレータの配置計画を行い，これに基づき Fig.6.5 右図に示すようにマニピュレータを配置した．まず，内視鏡保持マニピュレータにより視野を決定し，鉗子を装備した術具駆動マニピュレータ 2 台により，臓器裏側のターゲットが内視鏡視野に入るように模擬臓器を持ち上げ固定した．次に，屈曲穿刺針を装着した術具駆動マニピュレータにより，ターゲットへの穿刺を実現した．その様子を Fig.6.6 に示す．2 腕のマニピュレータにより臓器裏側を露出させて，屈曲する穿刺針によりターゲットを穿刺することにより，これまで低侵襲手術では不可能であった臓器裏側へのアプローチを実現し，低侵襲手術の適用範囲を拡大する新しい手技の実現への可能性を示すことができた．な

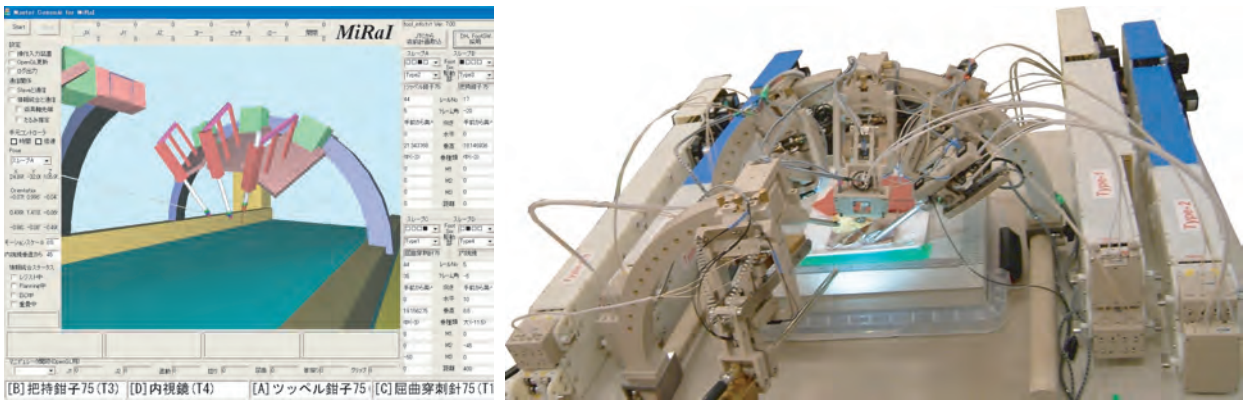


Fig.6.5　Manipulator simulator and Overview of system

お本実験は MRI ガントリの外で行ったが，Fig.6.7 に示すように MRI ガントリ内においてもマニピュレータ 4 台を設置・動作可能であることを確認している．

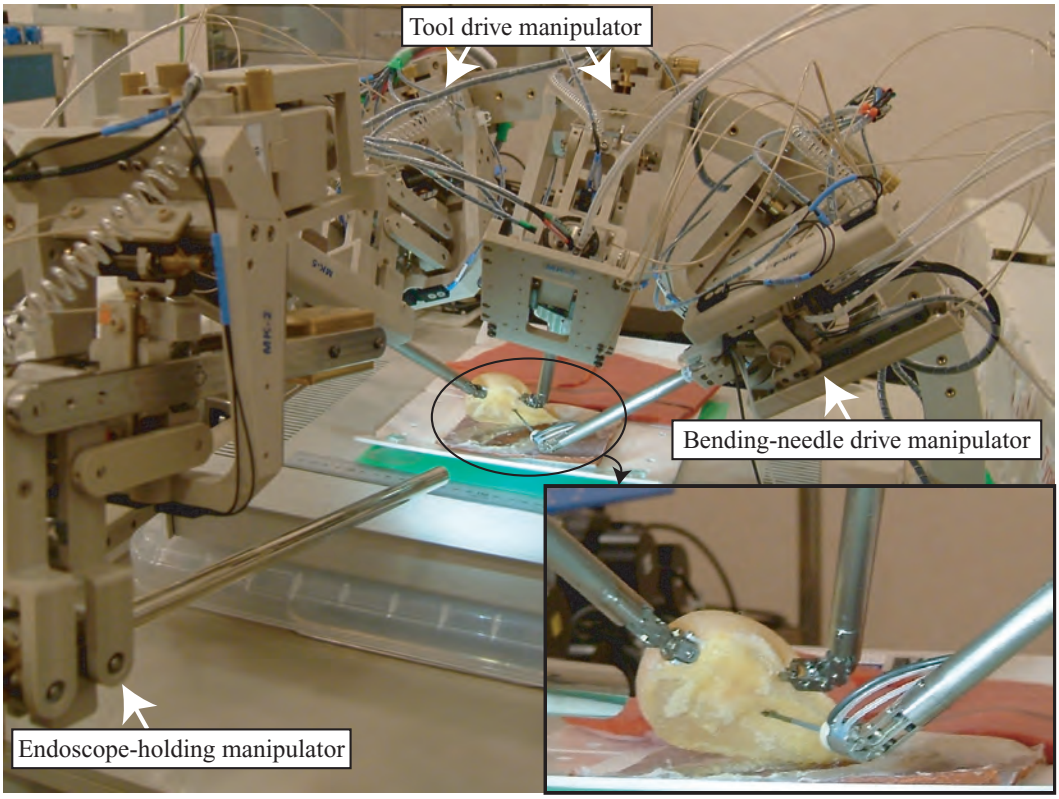


Fig.6.6　Puncture from the bottom by four manipulators

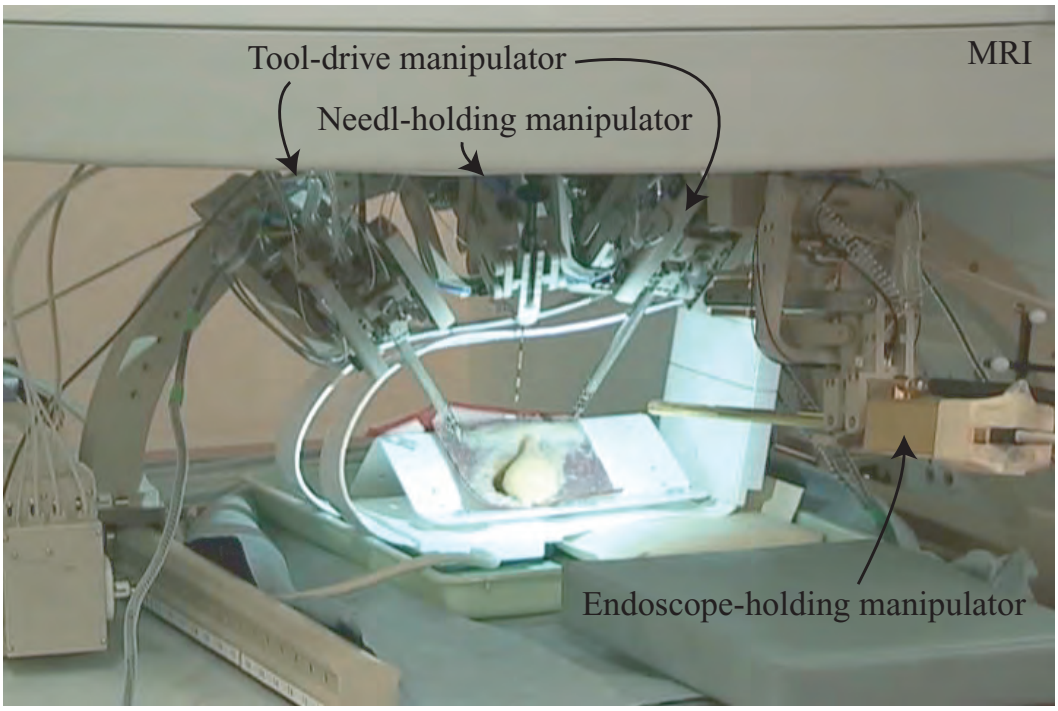


Fig.6.7　Four manipulators in the MRI

6.2.5　屈曲穿刺針駆動マニピュレータと MRI の統合実験

術具駆動マニピュレータを用いたマスタ・スレーブシステムと，ナビゲーション機能が連携できていることを確認するために，時々刻々指定した位置を MRI によって撮像する ISC とマスタ・スレーブシステムを統合した．マニピュレータの位置姿勢情報を基に，術具駆動マニピュレータが駆動する屈曲穿刺針を含む MR 断面画像を取得できるかどうかを，in-vitro 実験により確認した．

屈曲穿刺針を装着した術具駆動マニピュレータが算出する穿刺針の位置姿勢を基に ISC を

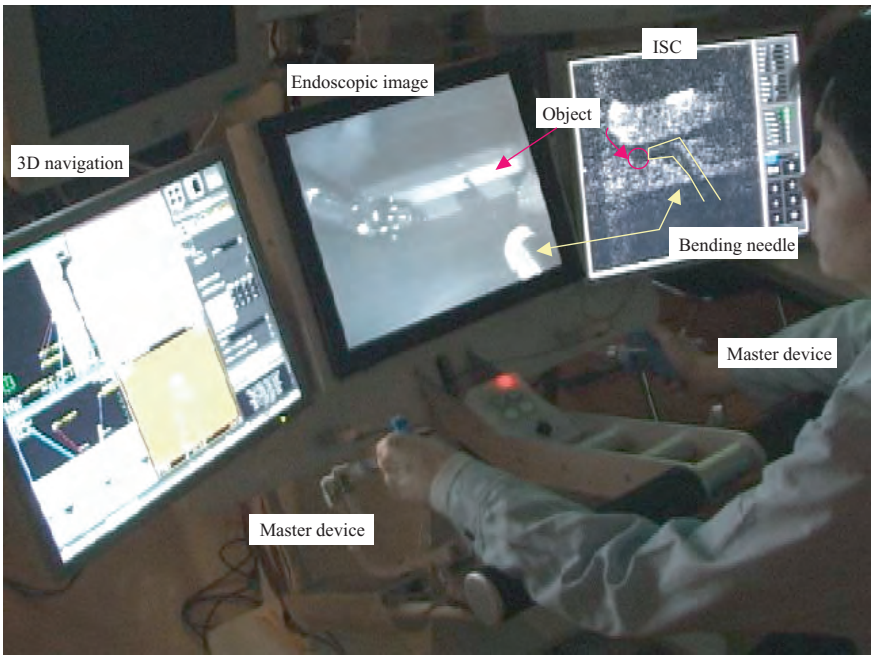


Fig.6.8　Puncture by the bending needle with the navigation system

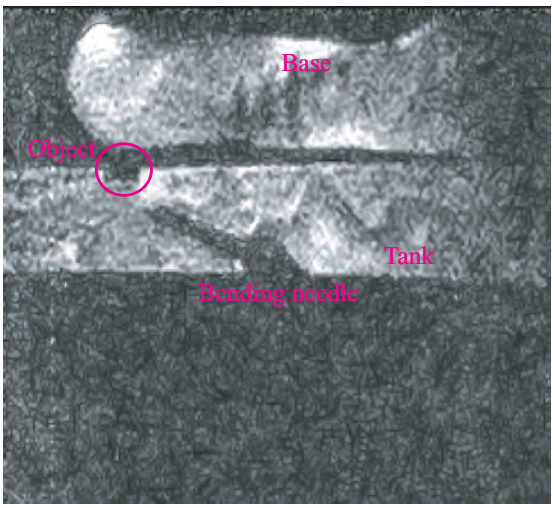


Fig.6.9　Puncturing the object B on MR image

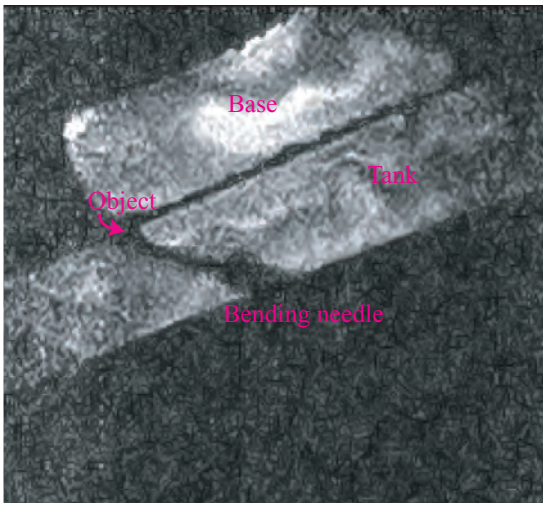


Fig.6.10　Punctured the object B on MR image

実行し，穿刺針が位置する平面を MRI が撮像できているかどうかを以下の手順で検証した．まず，MRI ガントリ内に水をはった水槽を用意し，マニピュレータが保持する穿刺針が水につかるように配置する．さらに，5.3.4 節でも用いた Fig.5.13 に示す穿刺対象部材を水槽底面に配置した．この状態を MRI で撮像すると，水は白く描出され，水分を含まない穿刺針や穿刺対象部材は黒く描出される．そこで内視鏡画像および ISC 画像を見ながらマスタを操作して屈曲穿刺針を有する術具駆動マニピュレータを動かし，穿刺対象部材の穴 B および穴 C に対し穿刺するというタスクを行った．なお，ISC 撮像条件は，空間分解能を優先しスライス厚 3.0 [mm] とし，更新時間を 4.0 [s] で，穿刺針の太さは 1.5 [mm] である．なお，穴 B および穴 C は，共に直径が小さく本 MRI の画像では認識することはできなかったため，穴への穿刺は内視鏡画面を基に穿刺している．

穴 C を穿刺している時のマスタコンソールの様子を Fig.6.8 に，穴 B へ穿刺する際の ISC 画像を Fig.6.9，Fig.6.10 に示す．ISC 画面上の中心に屈曲関節が位置するように ISC を制御している．ISC プログラムの仕様により ISC の画面向きが反転しているが，MR 画像中の水中に常に穿刺針が黒く描出されていることより，マスタ・スレーブシステムとナビゲーションシステムが正しく統合できていることが確認できた．

また，直径 2.0 [mm] 深さ 16.0 [mm] の穴 C への穿刺を実現できることを確認した．床面に対し水平に配置された穴 C への穿刺は従来の直線穿刺針では不可能な穿刺であり，今回新たに開発した屈曲穿刺針により治療可能範囲を拡大できる見通しを得た．

6.3　穿刺支援システムによる in-vivo 実験

6.3.1　目的

これまでに述べてきた拡張・縮退可能な MRI 誘導下手術支援システムにおいて，最小システムである MRI 誘導下穿刺支援システムを用いて，in-vivo 実験において豚肝臓に埋め込んだ擬似腫瘍への穿刺を行った．このデータを考察することで，本システムの有効性を検証する．なお，次節で述べる術前プランニング機能を用いた場合のマニピュレータ設置時間と比較するために，術前プランニング機能を用いずにマニピュレータを設置し，設置にかかる時間を計測した．

6.3.2　実験手法

ます，5.2 節に述べた MR マーカアームを用いたレジストレーション手法により，手術台天板上のマニピュレータ座標系と MRI の DICOM 座標系のレジストレーションを行った．使用する MRI はハンバーガー型オープン MRI (日立メディコ：AIRIS-II®0.3T) であり，ガントリ

内の高さは 430 [mm] である．本システムの構成図を Fig.6.11 に示す．Fig.6.11 は，各要素が MRI シールドルーム内に配置されるか，外に配置されるかについても示している．

MR マーカアーム撤去後，豚を手術台天板に配置し，豚の消毒，麻酔後，ターゲットとする擬似腫瘍の埋め込み作業を行った．擬似腫瘍は，豚腹部を開腹し，肝臓に注射器により液状の擬似腫瘍の材料を注入，冷却し，肝臓内部で固化させることにより作成した．なお，これらの作業は，九州大学医学部の医師らによって，MRI ガントリ外にて行った．製作した擬似腫瘍の大きさは，約 20 [mm] である．閉腹後，確認用の内視鏡を挿入するために気腹を行い，MRI 対応内視鏡 [103] を腹腔内に挿入した．

次に，3D ナビゲーションに用いるための 3D ボリューム MR 画像の撮像を行い，ターゲットの位置を 3D ボリューム画像上で確認した．MRI 診断領域外にて，医師の助言の下，体表からは確認できないターゲットが穿刺針保持マニピュレータの動作範囲に入るように，穿刺針保持マニピュレータを設置した．ここで，麻酔器など他の手術機器とマニピュレータが物理的に干渉せずに配置可能であるかを確認し，MRI 手術室にシステムを導入できるかを検討した．

気腹した状態で，内視鏡で体内を観察しながら，手元コントローラにより穿刺針保持マニピュレータを操作し，ISC 画面上に表示される仮想穿刺針とターゲットを一致させてから，術者は，手動で穿刺を行った．なお，仮想穿刺針とは，穿刺針保持ガイドにそって穿刺針を刺した場合の穿刺針を仮想的に示したものであり，ISC のナビゲーション画面上に CG で表示している．これより，MR 画像上の肝臓での穿刺針の認識可否，呼吸動などによる変形が大きい肝臓に対する穿刺可否を評価できる．なお，ISC 撮像条件は，画質を優先するためにスライス厚 10.0 [mm] で，更新時間等は 4.0 [s] とした．ISC の撮像条件を Table 6.2 に示す．穿刺針として，MRI 対応の RFA 針 (RITA 社製，シャフト長 150 [mm]，針径 1.5 [mm]) を用いた．これらの条件は，以降の実験でも同じである．

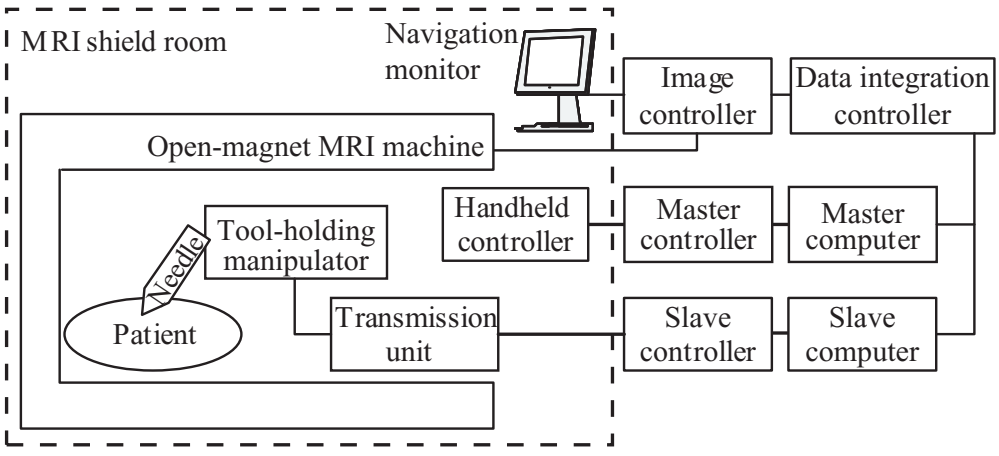


Fig.6.11 System configuration of needle placement

6.3.3　結果

Fig.6.12 に示すように in-vivo 実験環境において，MRI や他の手術機器等と物理的にも磁気的にも干渉することなく，システムを配置することができた.

仮想穿刺針の先端位置姿勢をマニピュレータが算出し，この情報を ISC へ入力することによ

Table.6.2　Parameter of MR imaging

Method	FOV	TR	TE1	FA	NSA	Thickness	Freq	Phase
GE	350	30	12	30	1	10.0	224	128

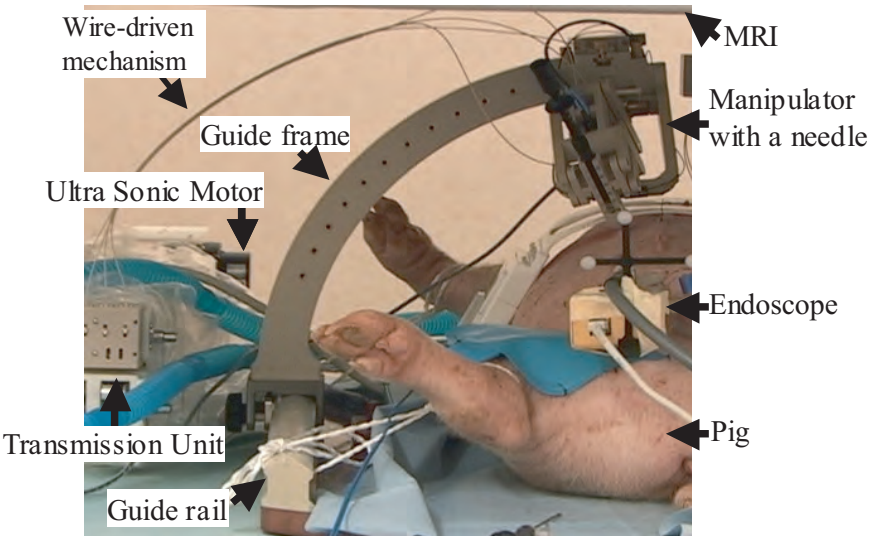


Fig.6.12　Overview of in-vivo experiment with tool-holding manipulator

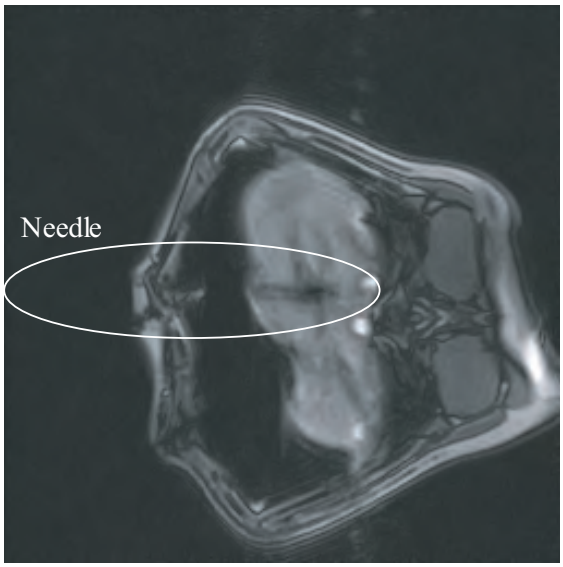


Fig.6.13　MR-image of the needle in the pig

り，仮想穿刺針を含む MR 断面画像が取得できる．つまり実際には穿刺針を刺さなくても，マニピュレータを動かすとマニピュレータの動きに追従して，穿刺針が刺さる予定の仮想穿刺針を含む MR 断面画像がナビゲーション画像として提供できる．

さらに，ISC によるナビゲーション画像を参照しながら，手元コントローラによりマニピュレータを操作し，Fig.6.13 に示すように穿刺後の肝臓の中に穿刺針が黒く描出されることを確認した．

しかし，確認用の内視鏡にて，穿刺針が刺さった後の臓器を観察したところ，呼吸動により臓器が動くと共に体腔内で針自身が曲がり，臓器と共に針が動いていた．穿刺時は麻酔により呼吸動を低減させることができるが，穿刺後の RFA 焼灼や診断用の MR ボリューム画像取得時など時間がかかる処置に対し，常に麻酔により呼吸動を低減させることは好ましくない．そこで，穿刺後の針と MR 画像の関係を調べるために，システム側で穿刺針が位置すると認識している断面と，その前後 10[mm] 平行にずらした計 3 断面をそれぞれスライス厚 10[mm] で穿刺後も撮像した．なお，1 断面の取得時間を 4 秒としたため 3 断面を撮像するには 12 秒かかる．撮像した結果，システムが認識している断面以外に 10[mm] ずらして撮像した断面にも穿刺針の黒い影が描画される時があることを確認した．

6.3.4 考察

i) マニピュレータの設置について マニピュレータの設置には手術台の出し入れや MR ボリューム画像撮像も含めて 30 分と長い時間がかかった．本実験では，術前プランニング機能を用いずに，穿刺針保持マニピュレータの設置を行った．マニピュレータを設置する技術者は，3 次元 MR ボリューム画像によって体内のターゲットの位置は確認したが体外からはターゲットの位置を把握しづらく，医師にとってはマニピュレータの設置可能範囲や動作範囲がわかりにくいため，設置には手間取った．設置位置によっては穿刺針の柄が MRI 診断領域内の天井にぶつかって穿刺できないこともあった．これらは，術前プランニング機能を用いることで解決できる．

ii) 穿刺について 操作者は，体外からも内視鏡視野からも見えないターゲットに対して，ナビゲーション画面を参照しながら，仮想穿刺針とターゲットである患部が重なるようにマニピュレータを操作することができた．ターゲットを探してマニピュレータを動かしている間は，マニピュレータは実際には針を保持しておらず，体内に穿刺針を刺していないため安全である．穿刺針を含む MR 断面上に，ターゲットが表示され，仮想穿刺針とターゲットが重なってから穿刺を行うことができるため，経験の少ない術者でも容易に穿刺針の位置姿勢を定めることができるといえる．

iii)　臓器の変形について　　当初の想定通り肝臓の変形は激しく，常に手術計画通りの位置でターゲットに穿刺できるわけではなかった．穿刺針に対して肝臓が変形して，ターゲットの位置が動き，マニピュレータが保持する穿刺針の姿勢を変更しなければならないケースがあった．しかし，本システムは，マニピュレータを動かしながら，術中リアルタイムにナビゲーション画像を提供できるため，臓器の変形に対応しながらマニピュレータを操作し，ターゲットへ穿刺することができた．これらより，リアルタイムナビゲーション画像を用いた穿刺手術支援システム実現への見通しを得た．

iv)　呼吸動による臓器の動きについて　　穿刺後，システムが認識している断面以外に 10 [mm] ずらして撮像した断面にも穿刺針の黒い影が描画される時があることを確認した．5.3.4 節で述べた水中での ISC 連携実験では上記のような問題は発生しないためシステムの問題ではなく，臓器が動くことにより針が彎曲し，ずらした MR 画像上にも穿刺針が描出されると考えられる．穿刺針が約 12 [mm] の太さで描出されるため，スライス厚 10 [mm] で間隔 10 [mm] の 2 枚の断面の中心付近まで針が彎曲すると 2 枚の画像に穿刺針が描出されると推察される．本現象については今後さらなる検証が必要であるが，穿刺針の彎曲を低減することができれば問題は解決できると考える．穿刺後に，穿刺針が彎曲する原因としては主に下記の 3 点が考えられる．

- 気腹により穿刺針の支点となる体表と臓器に刺さった穿刺針先端との距離が長くなり，臓器の動きが穿刺針に大きなモーメントをもたらし，穿刺針が彎曲しやすくなる．
- 気腹により臓器同士の接触部位が少なくなり，臓器が呼吸動により動きやすくなる．
- 呼吸動により体表自体が動くため，体表上に位置する針の根本に力がかかり針が彎曲しやすくなる．

気腹せずに経皮的穿刺を行えばこの問題は軽減する．肝臓表面の腫瘍など気腹下での治療が求められる場合は，長時間の呼吸動の低減は難しいため，臓器の動きを抑えるためのサポート術具を導入するなどの方法を検討する必要がある．これは呼吸動による動きだけでなく，穿刺による臓器の変形の際にも有効になる．

6.4　多腕穿刺支援システムを用いた in-vivo 実験

6.4.1　目的

6.3 節で述べた実験より，気腹下で肝臓に穿刺を試みると，肝臓が変形しターゲットに穿刺しづらいことがわかった．そこで，ターゲット周辺を術具駆動マニピュレータにより押さえつけて臓器の動き・変形を低減させた状態で穿刺針保持マニピュレータによって穿刺を行うこと

を提案し，これを実証することを目的とした．システム全体を Fig.6.14 に示す．この治療方法は，MRI 環境下でこれまで実現できなかった術具と穿刺針の協調作業を特徴とする．これにより，ナビゲーション機能と連携可能な術具駆動マニピュレータおよび穿刺針マニピュレータの有効性を示すことができる．2 台のマニピュレータを設置する際には，術前プランニング機能を用いて手術計画とマニピュレータ設置計画を立ててから実験を行った．なお，6.2.2 節で述べたように，本システムではスレーブコントローラ A に接続した 2 台の駆動部だけで動作可能なシステムであるが，in-vivo 実験環境下でシステム全体が動くことを確認するために，Fig.6.15 に示すようにスレーブコントローラ 2 台を用いて実験を行った．

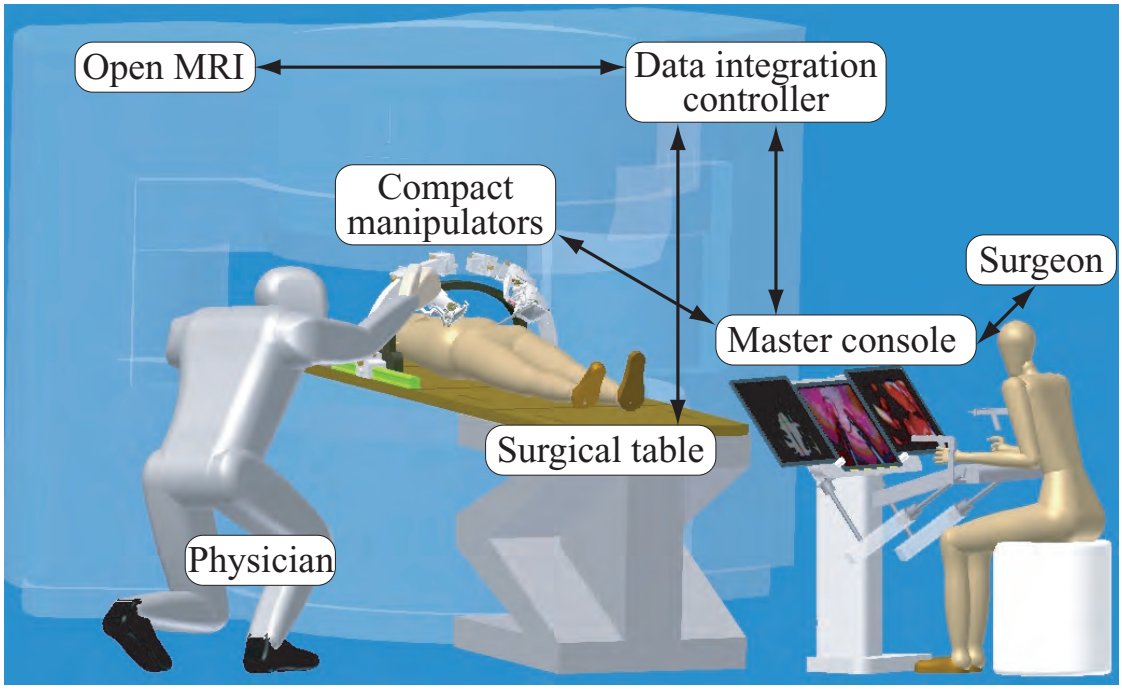


Fig.6.14　Conceptual image of in-vivo experiment

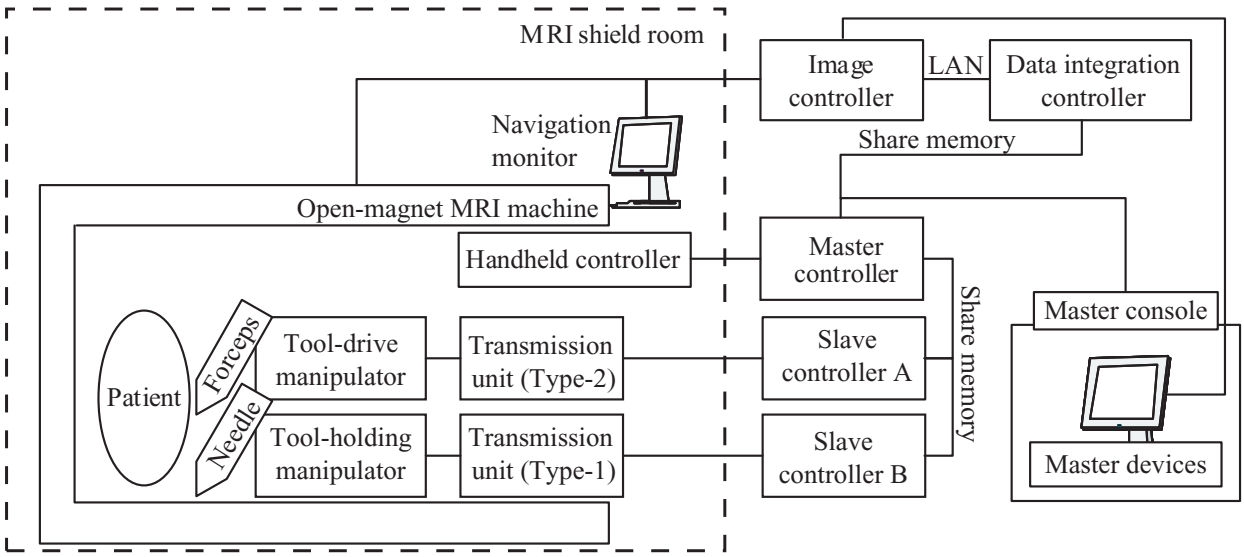


Fig.6.15　Diagram of system connection

6.4.2　in-vivo 実験への術前プランニング機能の適用

6.3 節と同様にブタの肝臓に注入した MR 画像で認識可能な直径約 20 [mm] の擬似腫瘍をターゲットとして，術前プランニング機能により術前計画を立てた．その様子を Fig.6.16, Fig.6.17，Fig.6.18，Fig.6.19 に示す．Fig.6.16 では，事前に肝臓に埋め込んだ擬似腫瘍をターゲットとして設定している．Fig.6.17 では刺入点を設定し，刺入点からターゲットまでの経路

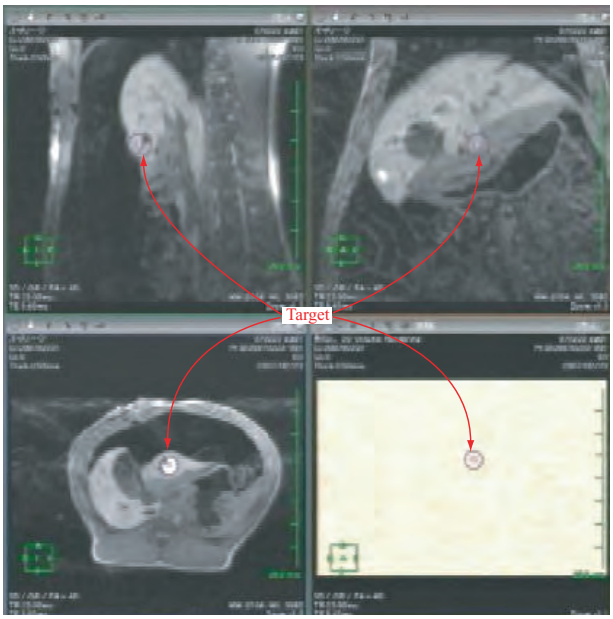


Fig.6.16　Setting target on surgery planning

Fig.6.17　Setting insertion point on the planning

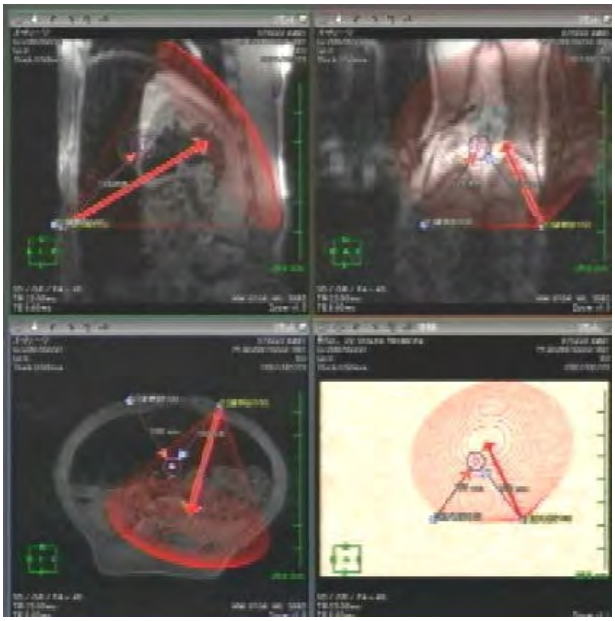


Fig.6.18　Working area on the planning

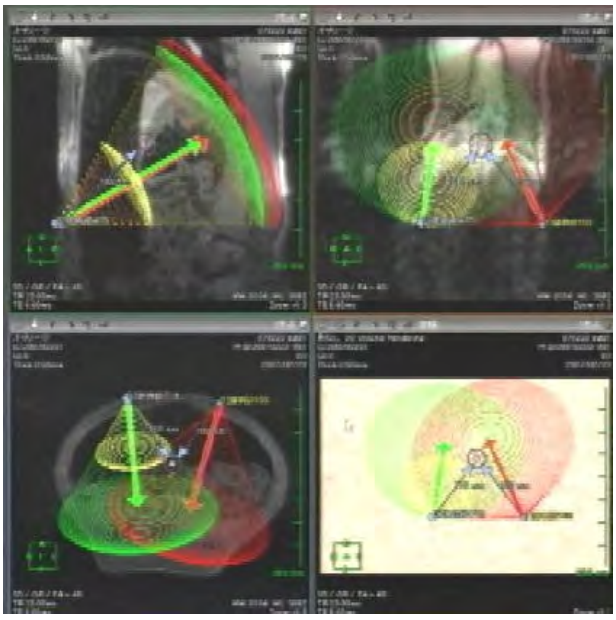


Fig.6.19　Working area of two manipulators

と距離を提示している．マニピュレータが，指定された刺入点に設置できるかどうかを判別し，推奨刺入点を提示している．その推奨刺入点に基づき，穿刺針保持マニピュレータの動作範囲を提示している様子を Fig.6.18 に示す．Fig.6.19 ではさらに 2 腕目の刺入点および経路設定を行っており，2 腕分のマニピュレータの動作範囲が提示されている．Fig.6.18 で示している赤い円錐が，直線穿刺針の動作範囲を示しており，Fig.6.19 にて増えている黄色と緑色の円錐が，2 腕目の術具の動作範囲を示している．2 色の円錐は，黄色の円錐の底面上に術具先端が位置し，緑色の範囲を動作できるということを示している．つまり，黄色の円錐の内部は，術具の軸の動作範囲ではあるが，術具先端を移動させることはできない範囲ということである．直線穿刺針は，マニピュレータにより穿刺姿勢を定めた後，手動で直動させるため，円錐全体が動作範囲となる．右側から，穿刺針をターゲットに穿刺するため，ターゲットは，左側に動きやすい．そこで，ターゲットが動くであろう左側を術具駆動マニピュレータによって抑える手術計画を立案している．

この術前計画に従い，穿刺針保持マニピュレータと術具駆動マニピュレータの取り付け位置を Fig.6.20 のマニピュレータシミュレータ画面に示すように決定した．これに基づき，マニピュレータを設置する．

6.4.3　マニピュレータ 2 台の協調動作による穿刺

術前プランニング機能によって算出されたマニピュレータ設置計画に従って，術具および穿刺針を装着していない状態の術具駆動マニピュレータと穿刺針保持マニピュレータを手術台天

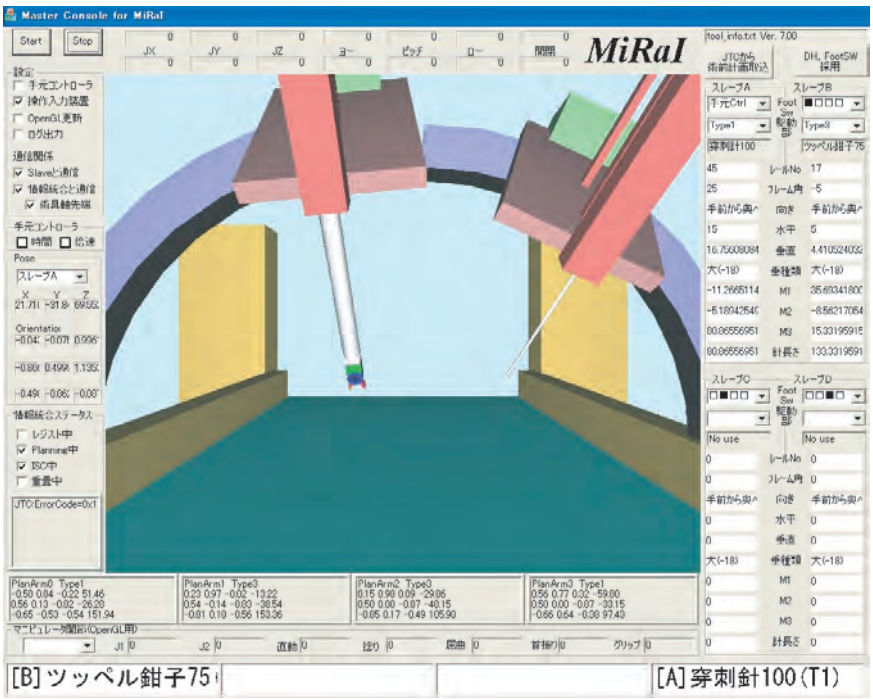


Fig.6.20　Manipulator set-up information on the manipulator simulator

板に取り付ける．マニピュレータが指し示す刺入点をマーキングし，2 台のマニピュレータを一時退避させて，豚体表にトロッカを挿入する．再び，2 台のマニピュレータを算出された位置に取り付け，トロッカを通して術具を挿入し術具駆動マニピュレータに装着した．術前計画を基に穿刺針を装着せずに穿刺針保持マニピュレータを動かし，穿刺針保持マニピュレータによって指示された MR 断面を撮像する ISC 画面上にターゲットが表示されたら，体腔内の気腹された空間へ軽く穿刺を行い，穿刺針保持マニピュレータに穿刺針を保持させる．なお，この時点ではまだ対象の臓器には穿刺していない．マスタコンソールに表示された内視鏡画像を見ながら，術者は術具駆動マニピュレータを操作し，ターゲット付近の臓器を術具によりおさえつける．右から穿刺針によって穿刺する計画なので，臓器が左側に変形することを予想してターゲット左側をおさえつけた．術具駆動マニピュレータの鉗子により臓器の動きを低減した後，仮想穿刺針先端がターゲットと一致するように穿刺針保持マニピュレータの位置を手元コントローラにより調整し，ターゲットに向けて穿刺を行った．ISC の撮像条件は，6.3 節の条件と同じで，Table 6.2 に示される．

6.4.4　結果

術前プランニング機能に従い，Fig.6.21 に示すようにマニピュレータ 2 台を設置することができた．また，設置した 2 台のマニピュレータが，Fig.6.22 に示すように配置された他の手術機器等と物理的にも磁気的にも干渉しないことを確認した．なお，Fig.6.22 中の (11) 三次元位置計測装置は，本実験には直接用いていないが，確認・検証用として設置している．

マニピュレータの設置時間は，3D ボリューム MR 画像や術前プランニング機能の使用時間などを含めても約 20 分であり，ブタ体表上で目視できないターゲットに対し，マニピュレー

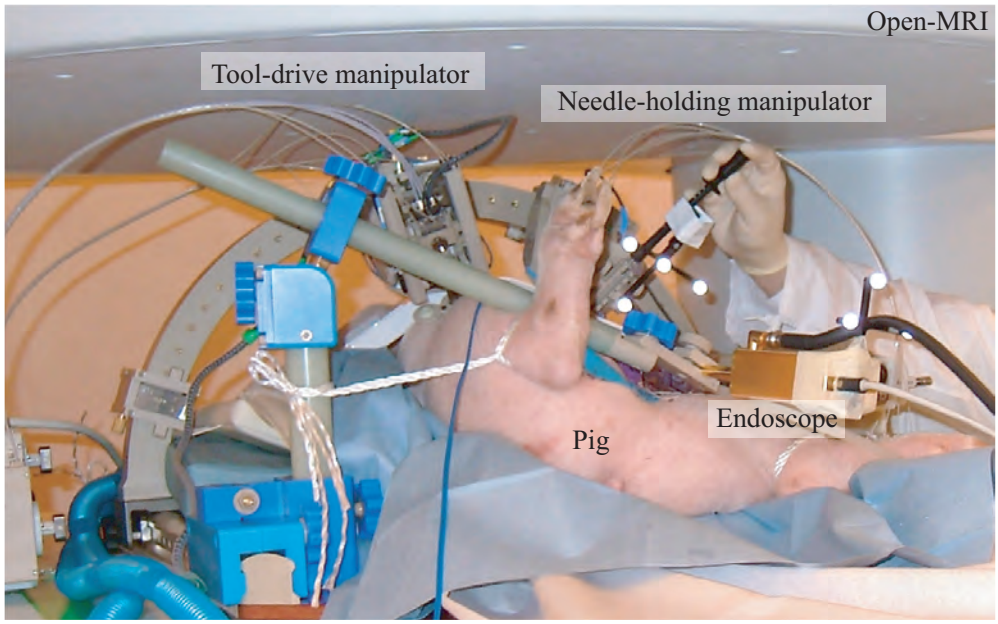


Fig.6.21　Overview of in-vivo experiment for puncture with two manipulators

タの取り付け可能位置やトロッカを挿入する刺入点を検討する必要がなくなった．

術前計画 (Fig.6.19) や 3D ナビゲーション画像 (Fig.6.23)，内視鏡画像 (Fig.6.24) や，2 次元リアルタイム MR 画像 (ISC) などを参考にしながら，術具駆動マニピュレータにより，ターゲット左側を押さえたときの ISC 画像が，Fig.6.25 左図であり，ターゲットに対し針を穿刺後，針の先端部を展開した際の MR 画像が Fig.6.25 右図である．展開した穿刺針 (Fig.6.25 右図) の Y 字部にターゲットが位置しており，これよりターゲットに対し正しく穿刺できている

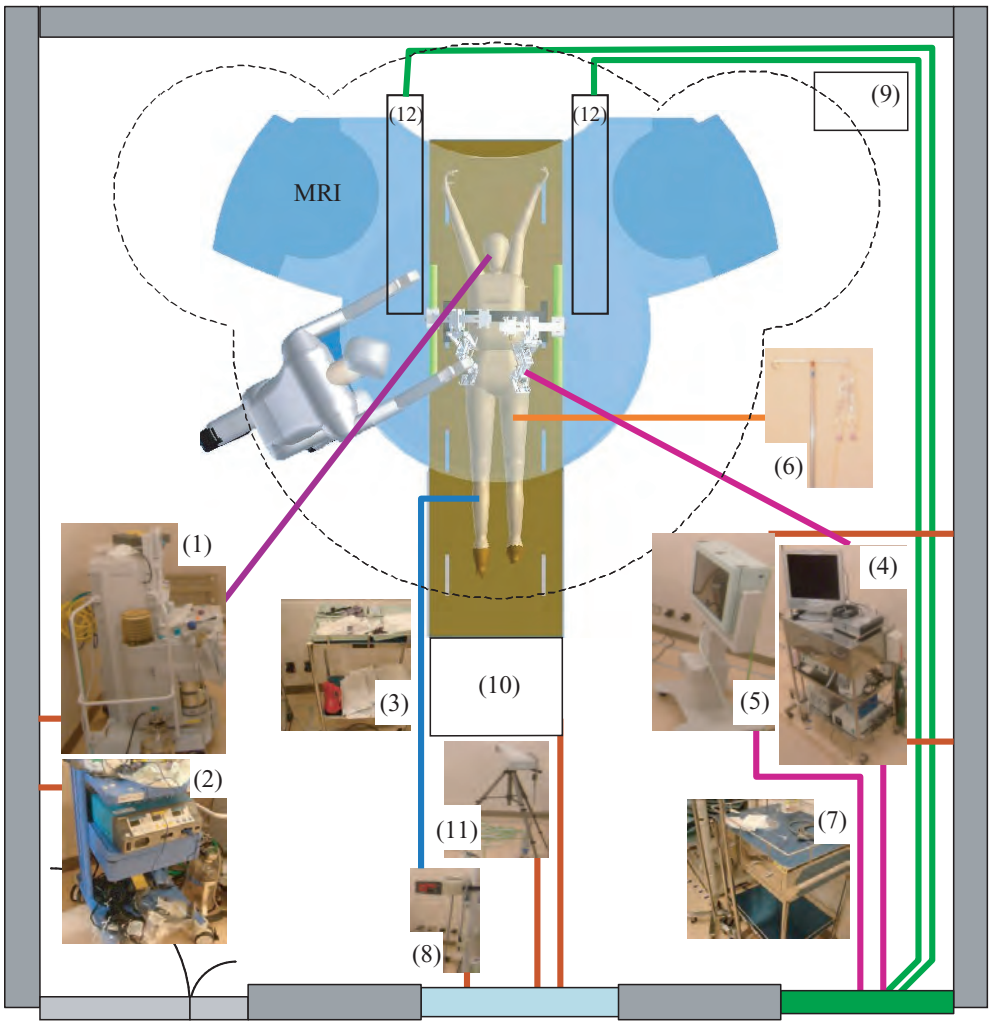


Fig.6.22　System overview in MRI shielded room

ことが確認できた.

同様の実験を計 3 回行い，いずれも臓器を押さえつけながら穿刺することにより，臓器の変形を気にする必要なく穿刺できることを確認した．他の実験時の内視鏡画像 (Fig.6.26) とその際の MR 画像 (Fig.6.27) を示す．また，ターゲットの位置が反転した際の実験の様子を Fig.6.28 に示す．穿刺針を含む MR 断面上にターゲットが位置するように穿刺針保持マニピュレータを動かしたときの ISC による MR 画像が Fig.6.27(a) で，術具駆動マニピュレー

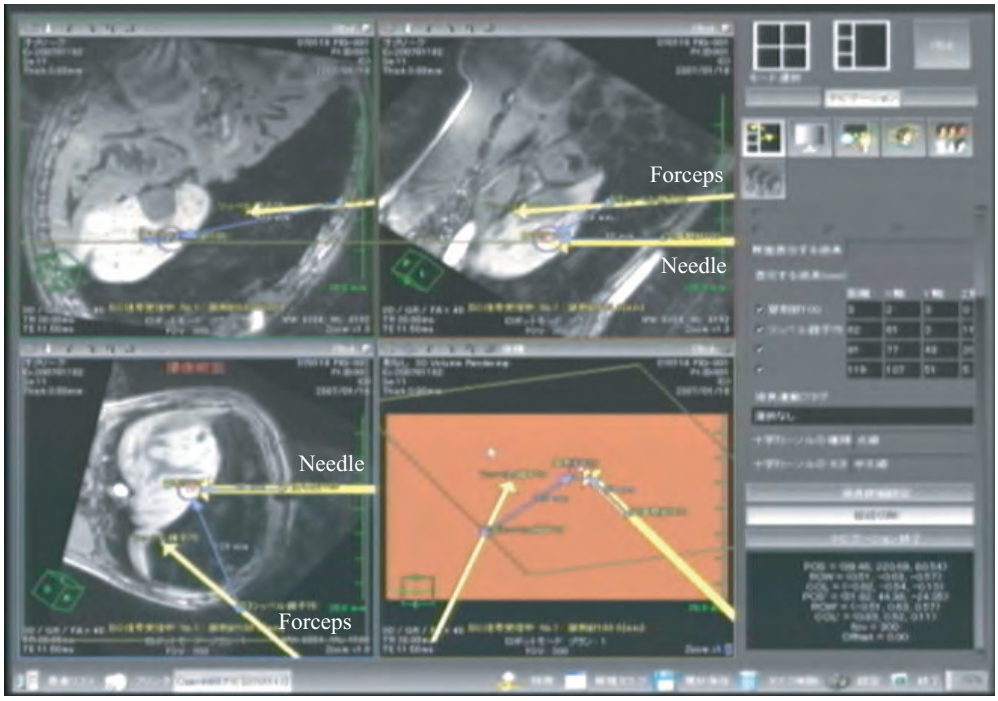


Fig.6.23　3D navigation

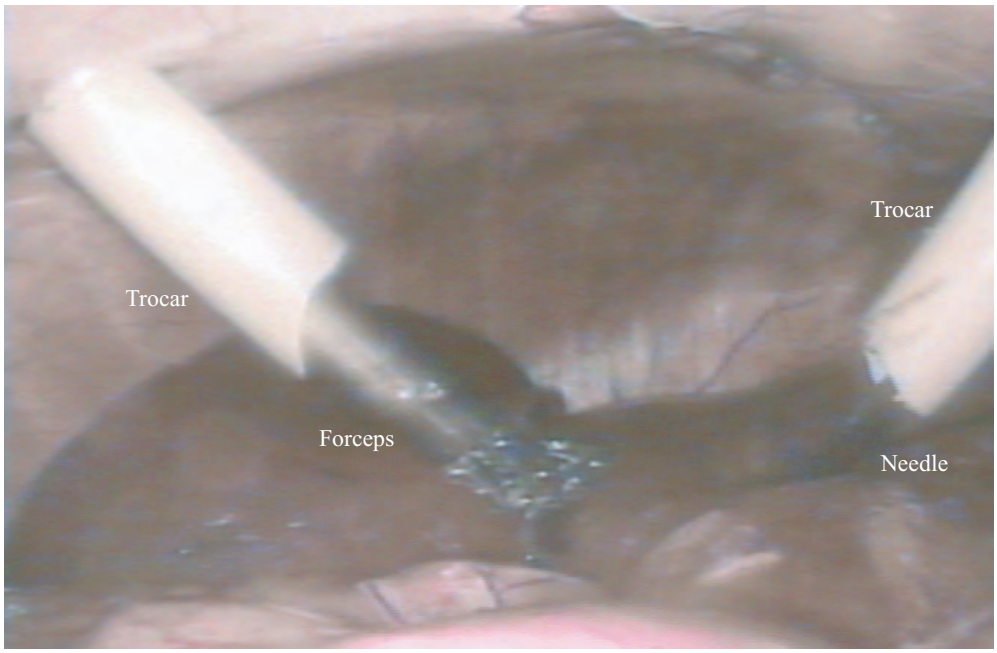


Fig.6.24　Endoscope image

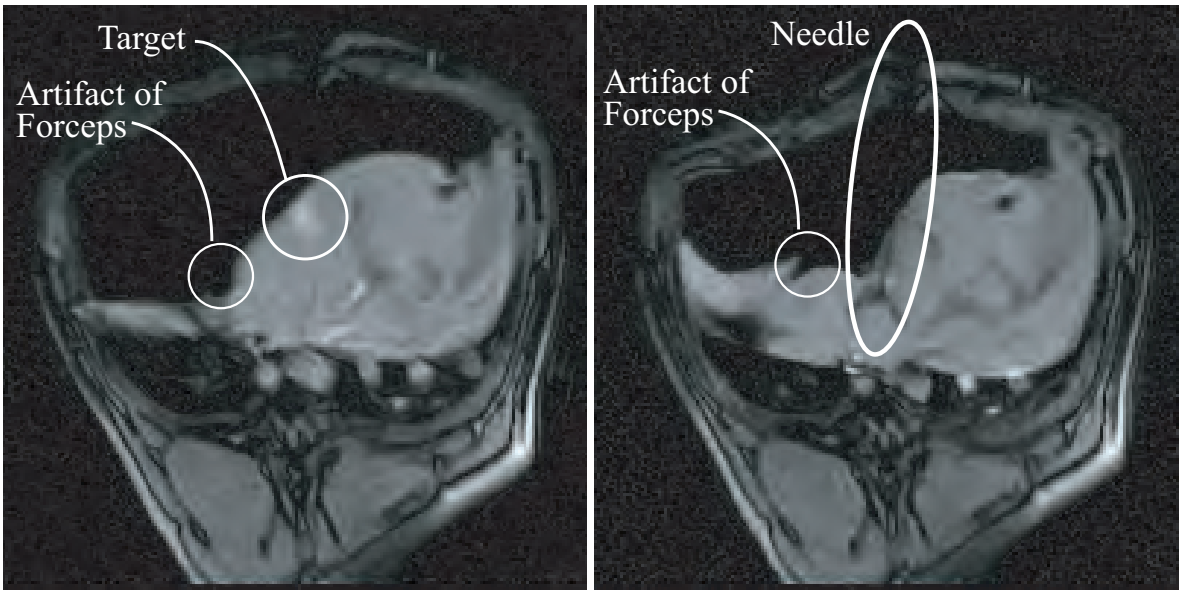


Fig.6.25　MR images (left: before puncture, right: after puncture)

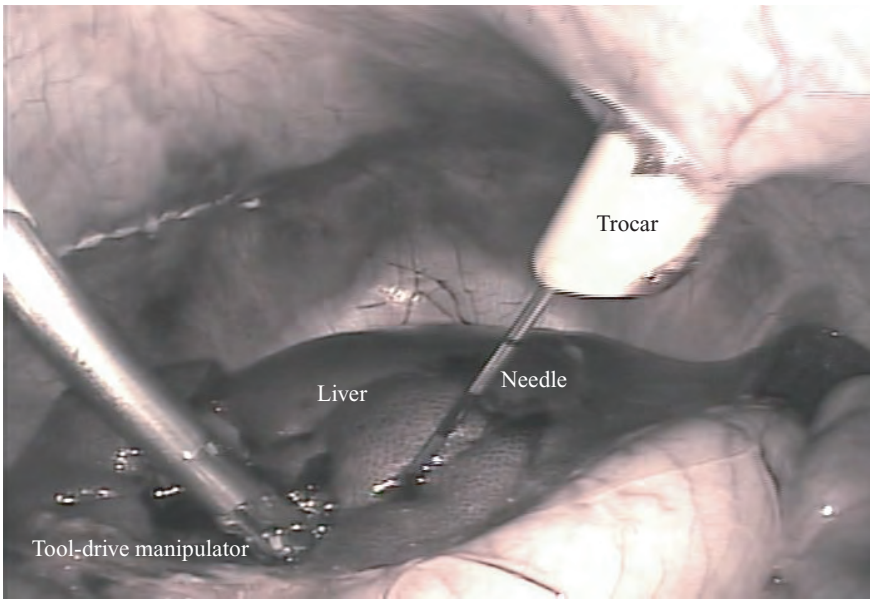
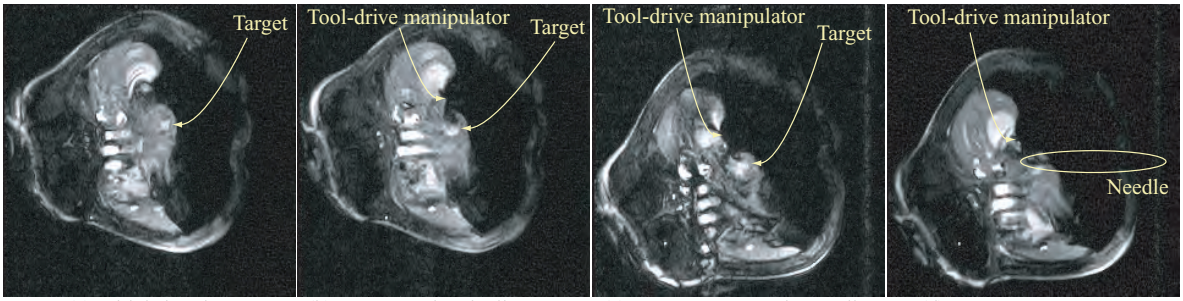


Fig.6.26　Endoscope image 2



(a) Initial situation　(b) Operator pins the liver with the tool-drive manipulator.　(c) Operator moves the needle-holding manipulator with ISC.　(d) Operator punctures the target with the needle.

Fig.6.27　MR-images of other in-vivo experiment

タを操作し，ターゲットの左側を術具により抑えつけた際の ISC 画像が Fig.6.27(b) である．Fig.6.27(c) は，術具によって押さえつけられた臓器の変形に伴い，穿刺針マニピュレータを動かし，再度ターゲットへの狙いを定めた様子であり，Fig.6.27(d) は，実際に手動にて穿刺針を直動させて，ターゲットに穿刺した時の ISC による MR 画像であり，ターゲットに正確に穿刺できていることがわかる．また，Fig.6.28 に示すように，穿刺針と術具の位置関係は，左右逆になっても問題なく動作させることができた．

6.4.5　考察

i)　マニピュレータの設置と術前プランニング　　術前プランニング機能を用いることにより，体表刺入点やターゲットの位置の決定を体表上で検討する必要がなくなり，マニピュレータの設置時間は 30 分から 20 分に短縮できた．どちらの際にも 10 分程度の MR ボリューム撮像時間を含めているので，実際に設置に擁した時間は半減できるといえる．また，この機能を用いることにより，体内に術具を挿入するための切開創を開け，術具を設置してから，術具がターゲットに届かないことに気づくといった事故が防げ，患者に負担の少ない低侵襲手術が実現できる．

ii)　変形する臓器に対する穿刺について　　術具駆動マニピュレータによる臓器の押さえつけにより，臓器の変形を限定することができ，擬似腫瘍に対し容易に穿刺が実現できることを

Fig.6.28　In-vivo experiment (Upper left: Side view, Upper right: Front view, Left below: Master console, Right below: Endoscopic image)

確認した．臓器の動きを完全に止めることはできなかったが，振幅を 1/3 程度抑えることが内視鏡画像から確認できた．穿刺後も，臓器を押さえつけることにより，穿刺針が彎曲することを防ぐことができた．これらより，術具で臓器を抑えながら穿刺を行うシステムの有効性を確認できた．臓器の動きを押さえつけるために，今回の実験ではツッペル鉗子などを用いたが，臓器圧排用の専用の術具を用いることにより，より臓器の動きは低減できると考える．また，呼吸動を低減する麻酔と併用することも可能である．

iii) 気腹の空気もれについて 本 in-vivo 実験では，気腹時の空気漏れが問題となった．気腹を維持するために通常よりも多量のガスを必要としたが，これは術具の中，およびトロッカと術具の間から空気が漏れていると考えられる．術具を直動させる際，術具とトロッカが摺動するべき位置においてトロッカごと直動させる力が働き，トロッカが刺さっている体表を押し付けたり引き上げたりする現象が見られた．これにより空気漏れがさらに増したと考えられる．MRI に対応させるために，今回のシステムではトロッカも自作していたが，術具とトロッカを滑らかに摺動させるためにも専門のメーカーによりトロッカを開発するか，トロッカの位置をマニピュレータに対して固定する仕組みを用意する必要がある．

iv) システム構成について 2.3 節でコンセプトとして掲げた 3 種の術式とは異なるマニピュレータ構成のシステムとなったが，6.2.2 節で述べた多数のマニピュレータを管理運用することができるマスタコントローラにより，容易にシステムを構築できることを確認した．また，マニピュレータを駆動するワイヤが疲労破断した場合も，マニピュレータが小型であるため，マニピュレータ機構をガイドフレームから取り外して容易に交換できた．マニピュレータ数が多くなると，センサケーブルやモータケーブルの数が多くなり，からまらないように配慮する必要があったが，これらの配線についてはガイドフレームや手術台，手術室と一体化させるなどにより改善できると考える．

6.5 小括

本章では，MRI 環境対応小型手術支援マスタ・スレーブマニピュレータシステムとナビゲーション機能を統合した統合システムについてまとめ，豚肝臓に埋め込んだ擬似腫瘍への穿刺治療を目的とした in-vivo 実験を行い，以下の結論を得た．

1. スレーブマニピュレータ 4 台によるマスタ・スレーブシステムを構築し，2 腕の術具駆動マニピュレータにより模擬臓器裏側を露出させて，屈曲する穿刺針により臓器裏側のターゲットを穿刺するといったこれまで低侵襲手術では不可能であった臓器裏側へのアプローチを実現し，低侵襲手術の適用範囲を拡大する新しい手技の実現への可能性を示すことができた
2. 統合システムを in-vivo 実験に適用し，MRI や他の手術機器等と物理的にも磁気的にも

干渉することなく，システムを配置，運用可能であることを示した．さらに，ナビゲーション画像を参照しながら手元コントローラにより穿刺針保持マニピュレータを操作し，内視鏡では目視できない擬似腫瘍に対し穿刺できることを示し，ナビゲーション機能とマニピュレータ機能の連動が有効であることを確認した．

3. 呼吸動の影響や穿刺により変形する臓器の動きを術具駆動マニピュレータにより低減させてから，穿刺針保持マニピュレータを用いて穿刺を行うといった治療方法を提案した．この手法を 3 例の in-vivo 実験に適用して成功させたことから，臓器の変形を伴う直視できないターゲットに対しても安全確実に治療が行える可能性を示し，本システムの有効性を示すことができた．

第 7 章

結論

低侵襲手術の課題である制限された自由度と視野を補い，時々刻々変化する患部に対してもより安全で正確な手術を実現するシステムを開発することを目的として，MR 画像を用いたナビゲーションとマニピュレータを融合する技術の研究を行った．

本研究では，患者の断面情報を取得できる MRI の中で動作可能な多数の小型マニピュレータを開発し，MR 画像による診断やナビゲーションと連動して手術を支援するマスタ・スレーブシステムを提案した．これを実現するための MRI 環境対応技術，小型マニピュレータ機構の設計指針とその制御技術，ナビゲーション機能との連携技術を明らかにし，これに基づき開発したシステムの有効性を評価した．特に，呼吸動や臓器の変形が激しく治療成果の差が大きい肝臓癌をターゲットとし，MRI によるリアルタイムナビゲーションと連動したマニピュレータにより治療が行えることを in-vivo 実験にて示し，本提案が有効であることを示した．

本研究の特徴は，MRI の開口部高さ 430 [mm] という狭隘空間内で，MRI の強磁場と干渉せずに動作可能な小型なマニピュレータと，このマニピュレータ 4 台をナビゲーション機能と連動して操作可能なマスタ・スレーブシステムを実現したことである．特に，MRI 環境下で術具先端 7 自由度の動作を実現するために開発したマニピュレータは，約 1 [m] の動力を伝達する機構とその制御技術を特長としている．さらに，ナビゲーション機能を術前計画に用いることにより，設置計画，動作計画を策定するだけでなく，マニピュレータの自由度配置を最適化できることを示し，マニピュレータの小型化，多腕化を実現した．以上，本研究の要点をまとめたが，各章では以下のような結論を得た．

第 1 章では序論として，研究の背景と目的について述べ，従来研究と比較した工学的新規性と社会的意義についてまとめた．低侵襲手術を安全，正確に実現し，さらなる普及を実現するためには，リアルタイムなナビゲーション情報とマニピュレータ技術を融合させることが重要であり，MR 画像に影響を与えずに動作可能な小型なマニピュレータの開発が鍵であることを明らかにした．

第 2 章では，対象とする術式と手術支援システムのビジョン，これを実現するための設計コ

ンセプトについて述べ，治療技術の差が治療結果に如実に反映される肝臓癌を対象領域に設定した．肝臓癌の特徴とその治療方法についてまとめ，これを安全，確実に実現するために必要な機能を抽出した．この結果に基づき，穿刺支援システム，内視鏡手術支援システム，手術適用範囲を拡大するために臓器裏側も治療対象とした多腕による MRI 誘導下手術支援システムといった 3 種のシステムに適用可能な汎用小型手術支援システムの開発をコンセプトとして掲げた．これを実現するために，i) MR 画像に影響を与えずにマニピュレータを駆動するための MRI 環境対応技術，ii) 多種・多自由度のマニピュレータを MRI 環境に対応した上で小型に製作するための設計指針の確立，およびそのための動力伝達技術，iii) 多数のマニピュレータを MRI のナビゲーション機能と融合するためのレジストレーション方法と管理方法および設置計画を含めた術前プランニング機能，が特に重要であることを明らかにした．

第 3 章では，前章で必要性を明らかにした MRI 環境対応技術の研究について述べた．MRI の強磁場環境内で MR 撮像中もマニピュレータを動作可能とするためには，駆動源のノイズの影響による MR 画像の劣化を防ぐ必要がある．これに対し，超音波モータを MRI の中心から 450 [mm] 以上離して配置することにより，MR 画像にほとんど影響を与えないことを明らかにした．さらに，低回転速度での駆動ができない超音波モータを，サンプリングタイム 1 [ms] で PWM 的に指令値信号を入力することにより，低回転速度でも駆動可能であることを示した．また，MRI の撮像磁場中心においても利用可能な高剛性な素材の選定を行うために，チタン合金の MR 画像への影響を調べ，注視したい部位から 20 [mm] 程度離せば，撮像領域内でも使用可能であることを明らかにした．

第 4 章では，多種・多自由度のマニピュレータを MRI 環境に対応した上で小型に製作するための設計指針を示した．本設計指針に基づき，穿刺治療を支援するための穿刺針保持マニピュレータと，多種類の術具を装着して駆動可能な術具駆動マニピュレータを開発した．これらは，高さ 430 [mm] の MRI ガントリ内部で，MRI と磁気的にも物理的にも非干渉な構造である．刺入点の手動位置決め機構に，穿刺針姿勢 2 自由度の位置決め駆動機構を装着，あるいは術具先端 7 自由度の術具駆動機構を装着可能な構造とし，術具駆動機構は，先端 3 自由度の鉗子，持針器，剪刀といった術具や，先端屈曲 1 自由度のレーザ術具や穿刺針術具などを容易に交換可能とした．これらのマニピュレータの動力は，第 3 章で検証した結果に基づき，MRI 撮像領域中心から約 750 [mm] 離れた位置に配置した超音波モータから動力を伝達する．マニピュレータの関節機構に動力を伝達するために蛇管ワイヤ機構および蛇管ロッド機構を開発し，これを制御するアルゴリズムを提案した．特に術具先端を駆動するための伝達経路には，一切のワイヤを用いず，ワイヤの疲労破断等の影響を受けずメンテナンス性にすぐれた術具機構と蛇管ロッド機構を開発した．それぞれの動力伝達機構をモデル化しパラメータを推定することにより，伝達経路の剛性に比べ静摩擦が高く，これを打ち消すために発生する力によって生じる伸びを補償する必要があることを明らかにした．推定した挙動に基づき指令値を整形するアルゴリズムを開発し，術具先端位置決め精度 3.0 [mm] 以内，時間遅れ 100 [ms] 以下を実現した．

第 5 章では，MRI によるナビゲーション情報と多数のマニピュレータのレジストレーションを容易に実現するために，手術台天板にマニピュレータを配置し，手術台天板とナビゲーション画像の座標系を統合するだけで多数のマニピュレータの座標系が統合できる仕組みを提案した．これを用いたナビゲーション機能とマニピュレータの連動実験により本提案の妥当性を示した．また，手術計画時に多数のマニピュレータ同士の干渉を防ぎ配置計画，動作計画を策定する術前プランニング機能を提案，実装した．術前プランニングにて策定した動作計画に従い，直径 4.0 [mm] の模擬ターゲットへの穿刺を実現し有効性を示した．さらに，多数のナビゲーション情報を容易に閲覧でき，多腕のマニピュレータを操作可能なマスタコンソールの開発について述べ，これを用いたマスタ・スレーブシステムにより針かけ・糸結びといった外科手術の基本手技実現の見通しを示した．

第 6 章では，第 3 章から第 5 章までに提案した技術を組み合わせた統合システムについて述べ，これを in-vivo 実験に適用した結果について述べた．多数のマニピュレータを組み合わせ，第 2 章で提案した 3 種の術式に合わせてシステムを容易に拡張・縮退可能とするマスタ・スレーブシステムを構築した．最大システムであるマニピュレータ 4 台による模擬臓器裏側への穿刺実験を行い，システムの有効性を示した．また，MR 画像誘導下穿刺支援システムにより in-vivo での穿刺実験を行い，内視鏡では目視できない擬似腫瘍に対し，ナビゲーション機能と連動した穿刺保持マニピュレータによる穿刺により有効性を示した．さらに，呼吸動の影響や穿刺により変形する臓器の動きに対し，より安全確実に対応するためには，術具駆動マニピュレータにより臓器の動きを低減させてから，穿刺針保持マニピュレータにより穿刺を行う手法が有効であることを提案した．この手法を 3 例の in-vivo 実験に適用し穿刺を成功させたことにより，臓器の変形を伴う直視できないターゲットに対しても安全確実に治療が行える可能性を示し，本システムの有効性を示した．

以上が，本論文の結論であり，MR 画像を用いたリアルタイムナビゲーション機能と連動した多自由度多腕小型手術支援マニピュレータに関する有意義な結果が得られた．製作したシステムを in-vivo 実験で評価し，内視鏡では確認できない腫瘍に対してマニピュレータにより治療が行える見通しを示し，より安全，正確に手術を支援できる可能性を提示した．今後は，本論文で開発した技術を臨床の現場において用いるための研究を行っていく必要がある．実際の手術現場では，システムの確実性，信頼性，安全性といった面が重要であり，これらについてナビゲーション機能とマニピュレータ技術をさらに融合させることにより，解決していきたい．

付録 A

マスタコンソールユースケース記述

5.4.1 節で述べたように，マスタコンソール開発に当たり，UML (UnifiedModelingLanguage) のユースケースを用いて，術場での術者の行動を検討し要求仕様を洗い出した．Fig.5.18 に示したユースケース図のユースケース記述を以下に記す．Table A.9 から Table A.12 は，ユースケース「術具を操作する」に拡張された元となったユースケース記述である．

Table.A.1　Use case ”To boot up the system”

ユースケース名	システムを起動する.
アクタ	術者，情報統合コントローラ，マニピュレータコントローラ
目的	手術の事前準備としてシステムを起動する.
事前条件	システムを初期化できる状態にある.
基本系列	1. マスタプログラムを起動 (各種初期化) する. 2. 情報統合コントローラと接続 3. マニピュレータコントローラと接続
代替系列	特になし.
例外系列	初期化の失敗.
事後条件	操作可能/不可能を示す状態表示.

Table.A.2　Use case ”To ready surgery”

ユースケース名	手術の準備をする.
アクタ	術者，情報統合コントローラ，マニピュレータコントローラ，スタッフ
目的	マニピュレータを設置し，操作入力装置とマニピュレータの対応を設定する.
事前条件	手術計画が設定されており，情報統合コントローラと接続されている.
基本系列	1. 手術計画の取り込み. 2. 手術計画で設定した術具とマスタを対応付ける. 3. 手術計画に従ってマニピュレータコントローラを設定する. 4. 手術計画に従ってスタッフがマニピュレータを設置する. 5. 手術計画に従ってマニピュレータを初期位置に動かす. 6. 操作入力装置を初期化.
代替系列	1. 手術計画がない場合は適当に術具とスレーブをマスタに対応付ける.
例外系列	4. 術前計画通りにマニピュレータをセッティングできない.
事後条件	操作可能/不可能を示す状態表示

Table.A.3　Use case ”To operate tools”

ユースケース名	術具を操作する.
アクタ	術者，マニピュレータコントローラ
目的	治療あるいは治療支援行為を行うために，マニピュレータの術具を操作する.
事前条件	・手術の準備が終了しており，それが認識できる. ・マニピュレータが動作可能状態にある.
基本系列	1. マニピュレータ動作開始の信号を送る. 2. 操作指令値を送る. 3. マニピュレータを一時停止するための信号を送る. 4. 適宜，操作入力しやすいように操作入力装置を動かす. 5. 適宜，1 に戻る.
代替系列	3. マニピュレータを完全に停止させる.
例外系列	1. 操作入力装置の動作範囲外で操作指令値を生成できない.
事後条件	マニピュレータが動作する.

Table.A.4　Use case ”To switch tools”

ユースケース名	術具を切り替える.
アクタ	術者，マニピュレータコントローラ
目的	現在，マスタが対応している術具以外の術具に操作対象を切り替える.
事前条件	他の術具が稼動待ち状態にある.
基本系列	1. すでに動かしていたマニピュレータに停止の信号を送る. 2. 次に動かしたいマニピュレータに操作開始の信号を送る.
代替系列	特になし.
例外系列	切り替えるスレーブマニピュレータがない.
事後条件	切り替え前の術具は停止し，切り替え後の術具は，マスタの動きに同期して動く.

Table.A.5　Use case ”To change tools”

ユースケース名	術具を交換する.
アクタ	術者，スタッフ，マニピュレータコントローラ
目的	マニピュレータが保持している術具を交換する.
事前条件	マニピュレータの術具は何も把持していない.
基本系列	1. マニピュレータコントローラにマニピュレータの停止の信号を送る. 2. 術具を交換したいマニピュレータのマニピュレータコントローラに，交換モードに移行させるための信号を送る. 3. 術具を交換するマニピュレータが，術具交換しやすい形状に変形する. 4. スタッフが術具を交換する. 5. スタッフが術具交換完了を術者に伝える. 6. 術者が，術具交換完了の信号をシステムに送る. 7. 術具交換前の位置姿勢にマニピュレータが移動する.
代替系列	システムを全て終了して，術具を交換モードへ移行する.
例外系列	特になし.
事後条件	交換した術具で，手術操作ができる.

Table.A.6　Use case ”To get a handle on the situation”

ユースケース名	状況を把握する.
アクタ	術者，スタッフ，情報統合コントローラ
目的	術者やスタッフが患者情報を共有するために情報を提供する.
事前条件	情報統合コントローラと接続されている.
基本系列	1. マニピュレータ情報を取り込んだナビゲーション画像や内視鏡画像を確認する. 2. システム状態を，コンソールを通して確認する.
代替系列	スタッフとコミュニケーションをとり，情報を共有する.
例外系列	ログを見て，患者情報を把握する.
事後条件	特に変化なし.

Table.A.7　Use case ”To shut down the system”

ユースケース名	システムを終了する.
アクタ	術者，スタッフ，マニピュレータコントローラ
目的	手術を終了あるいは中断するために，全システムを停止する.
事前条件	システムが稼働中である.
基本系列	1. システム終了の信号を送る. 2. プログラムを終了させる.
代替系列	特になし.
例外系列	特になし.
事後条件	システムが停止する.

Table.A.8　Use case ”Emergency halt”

ユースケース名	非常停止させる.
アクタ	術者，スタッフ，マニピュレータコントローラ
目的	システムに不具合があった際に，プログラムを介さず非常停止をさせる.
事前条件	システムに不具合が発生
基本系列	1. 非常停止信号 (電気系切断信号) を送る. 2. プログラムを終了させる. 3. 必要ならば，手動にてマニピュレータ撤去
代替系列	特になし.
例外系列	2. プログラムが暴走し，終了できない.
事後条件	システム停止

Table.A.9　Use case ”To operate the endoscope”

ユースケース名	内視鏡を操作する.
アクタ	術者，マニピュレータコントローラ
目的	内視鏡を移動させて，術中の視野を変更する.
事前条件	内視鏡保持マニピュレータが動作可能状態にある.
基本系列	1. 内視鏡保持マニピュレータを動かすモードにする. 2. 内視鏡保持マニピュレータを動かす信号を送る. 3. 内視鏡保持マニピュレータを動かすモードを終了する.
代替系列	特になし.
例外系列	2. 操作入力装置の動作範囲外で内視鏡を動かす信号を生成できない.
事後条件	内視鏡の視野が変わる.

Table.A.10　Use case ”To operate the puncture needle”

ユースケース名	直線穿刺針の操作をする.
アクタ	術者，マニピュレータコントローラ
目的	患部に直線穿刺針を刺すために，位置姿勢を決める.
事前条件	直線穿刺針保持マニピュレータが動作可能状態にある.
基本系列	1. 直線穿刺針を操作するモードにする. 2. 直線穿刺針の軸と患部が同じ MR 断面画像内に入るように，穿刺針保持マニピュレータを動かす信号を送る. 3. 直線穿刺針を直動させれば患部にささるという状態になるように，穿刺針保持マニピュレータを動かす信号を送る. 4. 直線穿刺針を手動で直動させて，患部に刺す. 5.MR 画像上の患部に直線穿刺針が黒く描出されていることを確認する. 6. 穿刺針が焼灼を行うための信号を送る. 7. 焼灼終了の信号を送る. 8.MR 画像で，焼灼結果を確認する. 9. 患部の数や大きさにより必要があれば，2. に戻る. 10. 直線穿刺針を操作するモードを終了する.
代替系列	4. 患部の動きが大きければ，患者の呼吸を一時停止させる．あるいは，他の術具によって，臓器を抑え付ける.
例外系列	5. 直線穿刺針を MR 画像上で確認することができない. 5. 穿刺針が患部にささっていない． ⇒ 6. 直線穿刺針を抜き，2. に戻る.
事後条件	患部が治療される.

Table.A.11　Use case ”To operate the bending needle”

ユースケース名	屈曲穿刺針を操作する.
アクタ	術者，マニピュレータコントローラ
目的	屈曲穿刺針を刺すための位置姿勢を決め，患部に屈曲穿刺針を刺す.
事前条件	屈曲穿刺針駆動マニピュレータが動作可能状態にある.
基本系列	1. 屈曲穿刺針を操作するモードにする. 2. 屈曲穿刺針の穿刺針と患部が同じ MR 画像断面内に入るように，屈曲穿刺針駆動マニピュレータを動かす信号を送る (粗動). 3. 屈曲穿刺針の穿刺針を直動させれば患部にささるという状態になるように，屈曲穿刺針駆動マニピュレータを動かす信号を送る (調整，微動). 4. 屈曲穿刺針の姿勢を固定し，穿刺針を直動させることにより，患部に刺さるように屈曲穿刺針駆動マニピュレータを動かす信号を送る. 5.MR 画像上の患部に屈曲穿刺針の穿刺針が黒く描出されていることを確認する. 6. 穿刺針が焼灼を行うための信号を送る. 7. 焼灼終了の信号を送る 8.MR 画像で，焼灼結果を確認 9. 必要があれば，2 に戻る. 10. 屈曲穿刺針を操作するモードを終了する.
代替系列	4. 患部の動きが大きければ，患者の呼吸を一時停止させる．あるいは，他の術具によって，臓器を抑え付ける.
例外系列	2. 操作入力装置の動作範囲外で屈曲穿刺針を動かす信号を生成できない. 5. MR 断面上に穿刺針を確認することができない. 5. 穿刺針が，患部にささっていない. ⇒ 6. 穿刺針を抜き，2. に戻る
事後条件	患部が治療される.

Table.A.12　Use case ”To change motion scale”

ユースケース名	モーションスケール比を変更する.
アクタ	術者，マニピュレータコントローラ
目的	操作入力装置の動作量と，マニピュレータの動作量の比率 (モーションスケール比) を変更する.
事前条件	システム稼働中
基本系列	1. モーションスケール比を大きくする信号を送る. 2. モーションスケール比の状態を確認する.
代替系列	1. モーションスケール比を小さくする信号を送る.
例外系列	1. モーションスケール比の上限/下限に達し変更できない.
事後条件	モーションスケール比が変更される.

謝辞

本研究は，筆者が 2001 年から現在まで (株) 日立製作所にて従事した研究開発業務での経験をベースに，早稲田大学大学院 理工学研究科 生命理工学専攻 藤江正克教授の御指導のもとに行われたものです．

藤江正克教授には，懇切丁寧かつ厳格な御指導とともに，公私にわたり様々な面でご支援，ご鞭撻を賜りました．また，素晴らしい研究環境を与えていただきました．謹んで御礼申し上げます．

九州大学病院 先端医工学診療部 橋爪誠教授，東京大大学院 医学系研究科 高本眞一教授，杏林大学 医学部医学科 須藤憲一教授には，臨床的な面からのアドバイスだけでなく，様々なアイデアや指針を賜りました．特に，橋爪誠教授には OpenMRI をはじめ素晴らしい実験環境を与えていただきました．心から御礼申し上げます．

東京大学大学院 工学系研究科バイオエンジニアリング専攻 佐久間一郎教授，小林英津子准教授，同大学院情報理工学系研究科 知能機械情報学専攻 土肥健純教授，正宗賢准教授には，医療機器を開発するための方針，心構えなど貴重なご助言を賜りました．誠にありがとうございました．

早稲田大学大学院 理工学研究科 生命理工学専攻 梅津光生教授，高西淳夫教授，機械工学専攻 山川宏教授，東京女子医科大学大学院 伊関洋教授には，本研究をまとめるにあたり，貴重なお時間を割いていただき，幅広い分野にわたり懇切丁寧かつ厳格なご指導を賜りました．本当にありがとうございました．

東京大学大学院 情報理工学系研究科知能機械情報学専攻 中村仁彦教授には，手術支援システムの研究をはじめるきっかけを作っていただき，その後も研究に対する真摯な姿勢を学ばせていただきました．深く感謝いたしております．

in-vivo 実験や評価実験にご協力いただいた九州大学 田上和夫准教授，中島秀彰准教授 (現独立行政法人国立病院機構 福岡東医療センター)，掛地吉弘准教授，洪在成准教授，家入里志助教，小西晃造助教，山口将平助教 (現 公立学校共済組合九州中央病院)，安永武史氏には，大変お世話になりました．貴重な御討論とご助言にも改めて御礼申し上げます．

プロジェクト推進にあたり，MRI を用いたナビゲーション技術に関しご協力頂いた (株) 日

立メディコ 渡部滋氏，飯塚千賀子氏，仲本秀和氏，MRI 対応手術台の製作に関しご協力頂いた瑞穂医科工業 (株) 紫雲俊美氏，池田大作氏，坂田佳啓氏には，大変お世話になりました．厚く御礼申し上げます．また，プロジェクトの立ち上げにご協力頂いた宮本潮氏，三井教寛氏をはじめとした日立製作所 研究開発本部 旧医療福祉システム事業推進室の方々に御礼申し上げます．

本研究の推進にご賛同いただき，早稲田大学大学院社会人博士課程に進学することへご支援を賜りました (株) 日立製作所 基礎研究所 長我部信行所長，在学中にご支援頂きました福本英士所長をはじめとした機械研究所歴代の幹部の皆様に謹んで感謝いたします．

本研究を推進するにあたりご指導いただきました (株) 日立製作所の方々に感謝申し上げます．特に，数多くの貴重なアドバイスと共に，本研究を育ててくださった根本泰弘氏，菅和俊氏，田島不二夫氏，西澤幸司氏，河合俊和氏 (現 大阪工業大学)，石井博氏，堀内敏彦氏，梅北和弘氏，西平守秀氏 (現 日本技術貿易 (株))，辻田哲平氏 (現 東北大学)，竹内郁雄氏，寺本律氏，細田祐司氏に心から感謝申し上げます．

本研究内容を実現するにあたり，設計においてご支援頂いた日立プラントシステムエンジニアリング (株) 石井猛氏，宮崎隆光氏，マスタコンソールのデザインでご協力頂いた (株) 日立製作所デザイン本部 天野好章氏，笠井嘉氏，プログラム開発においてご支援頂いた日本エクス・クロン株式会社 福田光久氏，事務関係でご支援いただいた小舩邦恵氏，大谷友絵氏，電気回路設計においてご支援頂いた日立情報通信エンジニアリング (株) 大田哲也氏に深く感謝申し上げます．

早稲田大学生命理工学専攻藤江研究室の先輩，同輩，後輩として，公私に渡って様々な支援を頂いた岡本淳氏 (現 早稲田大学 先端科学・健康医療融合研究機構)，二瓶美里氏（現 東京大学大学院 工学系研究科産業機械工学専攻），原田加奈子氏，岡安はる奈氏，柳原勝氏，小林洋氏，川村和也氏，豊田和孝氏に心より感謝いたします．また，様々な便宜をはかっていただいた藤江研究室歴代の秘書の方々 村山洋子氏，村上まゆみ氏，藤原直子氏に感謝いたします．

本研究を長年にわたって進めることができ，ここにまとめることができましたのは，早稲田大学ならびに (株) 日立製作所内外の多くの方々からいただきましたご指導ご支援の賜物です．本研究を支えていただきました皆様方に，改めて深く御礼申し上げます．

本研究の一部は，独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構（NEDO）からの受託を受けた「心疾患診断・治療統合支援システム」及び基盤技術研究促進事業「未来型医療を実現する小型手術用ロボティックシステムの研究開発」の支援を受けて行われました．御礼申し上げます．

最後に，常に私を支えてくださった両親と妻美奈子に感謝の意を改めて表し，本論文の謝辞とさせていただきます．

本研究のために犠牲となった実験動物の諸霊に対し，慎んで哀悼の意を捧げます．

参考文献

[1] 産業技術環境局研究開発課. 技術戦略マップ. 経済産業省, 2006.

[2] 田上和夫, 橋爪誠. 先端医工学. 福岡医学雑誌, Vol. 98, No. 4, pp. 100–105, 2007.

[3] 橋爪誠. 安全な内視鏡外科手術のための基本手技トレーニング. 大堂学館出版部 (九州大学医学部法医学教室内), 2005.

[4] 医学のあゆみ. 内視鏡下手術　現況と展望. 医師薬出版株式会社, Vol. 179, No. 9, 1996.

[5] 大塚俊哉. 低侵襲心臓外科手術：歴史的背景, 現状, 将来とロボティクスの応用. 日本ロボット学会誌, Vol. 18, No. 1, pp. 12–15, 2000.

[6] 内視鏡外科手術に関するアンケート調査 (第 7 回集計結果報告). 日本内視鏡外科学会雑誌, Vol. 9, No. 5, pp. 475–569, 2004.

[7] 橋爪誠. 手術支援ロボットの現状と将来. 日本ロボット学会誌, Vol. 22, No. 4, pp. 1–3, 2004.

[8] Gary S. Guthart and Jr. J. Kenneth Salisbury. The intuitive telesurgery system:overview and application. *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, Vol. 77, pp. 618–621, 2000.

[9] Guy-Bernard Cadiere, Jacques Himpens, Olivier Germay, Rachel Izizaw, Michel Deguelдre, Jean Vandromme, Elie Capelluto, and Jean Bruyns. Feasibility of robotic laparoscopic surgery: 146 cases. *World Journal of Surgery*, Vol. 25, No. 11, pp. 1467–1477, 2001.

[10] Oran S.Aaronson, Noel B.Tulipan, Robert Cywes, Hakan W.Sundell, Georges H.Davis, Joseph P.Bruner, and William O.Richards. Robot － assisted endoscopic intrauterine myelomeningocele repair：a feasibliity study. *Pediatric Neurosurgery*, Vol. 36, pp. 85–89, 2002.

[11] L.Mettle, M.Ibrahim, and W.Jonat. One year of experience working with the aid of a robotic assistant (the voice-controlled optic holder AESOP) in gynaecological endoscopic surgery. *Human Reproduction*, Vol. 13, No. 10, pp. 2748–2750, 1998.

[12] Dieter H. Boehm, Hermann Reichenspurner, Helmut Gulbins, Christian Detter, Bruno Meiser, Paolo Brenner, Helmut Habazettl, and Bruno Reichart. Early experience with robotic technology for coronary artery surgery. *The Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 68, pp. 1542–1546, 1999.

[13] Hermann Reichenspurner, Ralph J. Damiano, Michael Mack, Dieter H. Boehm, Helmut Gulbins, Christian Detter, Bruno Meiser, Reinhard Ellgass, and Bruno Reichart. Use of the voice-controlled and computer-assisted surgical system ZEUS for endoscopic coronary artery bypass grafting. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, Vol. 118, No. 1, pp. 11–16, 1999.

[14] 安永武史, 橋爪誠, 小林英津子, 赤星朋比古, 小西晃造, 山口将平, 金城直, 宮川盛雅, 村垣善浩, 土肥健純, 佐久間一郎, 島田光生, 前原喜彦, 宮本潮. 可動型内視鏡把持装置 Naviot を用いた腹腔鏡下手術の検討. 第 11 回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp. 121–122, 2002.

[15] Ichiro Yoshino, Takeshi Yasunaga, Makoto Hashizume, and Yoshihiko Maehara. A novel endoscope manipulator, naviot, enables solo-surgery to be performed during video-assisted thoracic surgery. *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*, Vol. 4, pp. 404–405, 2005.

[16] Kazutoshi Kan, Masakatsu G.Fujie, Fujio Tajima, Kouji Nishizawa, Toshikazu Kawai, Ako Shose, Kintomo Takakura, and Shigeaki Dohi. Development of human system with three micro manipulators for minimally invasive neurosurgery. *Proceedings of the 2001 Computer Assisted Radiology and Surgery*, pp. 144–149, 2001.

[17] 河合俊和, 菅和俊, 西澤幸司, 藤江正克, 土肥健純, 高倉公朋, 赤澤堅造. 脳神経外科手術支援システムにおけるワイヤ駆動式微細鉗子の開発. 生体医工学 第 41 回特別号 プログラム・論文集, Vol. 41, No. 2, pp. 36–42, 2003.

[18] Kazuhiro Hongo, Yukinari Kakizawa, Jun ichi koyama, Kazutoshi Kan, Kouji Nishizawa, Fujio Tajima, Masakatsu G.Fujie, and Shigeaki Kobayashi. Microscopic manipulator system for minimally invasive neurosurgery preliminary study for clinical application. *Proceedings of the 2001 Computer Assisted Radiology and Surgery*, pp. 265–269, 2001.

[19] Koji Nishizawa, Masakatsu G Fujie, Kazuhiro Hongo, Takeyoshi Dohi, and Hiroshi Iseki. Development of surgical manipulator system HUMAN for clinical neurosurgery. *Japan Medical Association Journal*, Vol. 49, No. 11.12, pp. 335–344, 2006.

[20] Toshikazu Kawai, Kazutoshi Kan, Kazuhiro Kongo, Kouji Nishizawa, Fujio Tajima, Masakatsu G. Fujie, Takeyoshi Dohi, and Kintomo Takakura. Bipolar coagulation capable microforceps：wire-driven microforceps for a neurosurgery support system. *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, pp. 57–62, 2005.

[21] Nobuhiko Miyata, Etsuko Kobayashi, Daeyoung Kim, Ken Masamune, Ichiro Sakuma, Naoki Yahagi, Takayuki Tsuji, Hiroshi Inada, Takeyoshi Dohi, Hiroshi Iseki, and Kintomo Takakura. Micro-grasping forceps manipulator for MR-guided neurosurgery. *Proceedings of the 2002 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 107–113, 2002.

[22] Peter J.Berkelman, Philippe Cinquin, Jocelyne Troccaz, Jean-Marc Ayoubi, and Christian

Letoublon. Development of a compact cable-driven laparoscopic endscope manipulator. *Proceedings of the 2002 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 17–24, 2002.

[23] 生田幸士, 山本圭一, 高橋友也. 遠隔マイクロサージェリシステムの研究（第５報）マイクロワイヤ駆動の摩擦補償制御と新方式内視鏡手術システムの提案実証. 第 22 回日本ロボット学会学術講演会講演集, 2H15, 2004.

[24] 荒田純平, 藤井紀輔, 割澤伸一, 光石衛. 低侵襲手術用リンク駆動式屈曲鉗子の開発. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'04 講演論文集, 2P1-H-65, 2004.

[25] Takashi Suzuki, Youhei Nishida, Etsuko Kobayashi, Takayuki Tsuji, Tsuneo Fukuyo, Michihiro Kaneda, Kozo Konishi, Makoto Hashizume, and Ichiro Sakuma. Development of a robotic laser surgical tool with an integrated video endoscope. *Proceedings of the 2004 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 25–32, 2004.

[26] Jumpei Arata, Hiroki Takahashi, Phongsaen Pitakwatchara, Shin'ichi Warisawa, Kozo Konishi, Kazuo Tanoue, Satoshi Ieiri, Shuji Shimizu, Naoki Nakashima, Koji Okamura, Young Soo Kim, Sung Min Kim, Joon-Soo Hahm, Makoto Hashizume, and Mamoru Mitsuishi. A remote surgery experiment between japan-korea using the minimally invasive surgical system. *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 257–262, 2006.

[27] Jumpei Arata, Hiroki Takahashi, Phongsaen Pitakwatchara, Shin'ichi Warisawa, Kazuo Tanoue, Kozo Konishi, Satoshi Ieiri, Shuji Shimizu, Naoki Nakashima, Koji Okamura, Yuichi Fujino, Yukihiro Ueda, Pornarong Chotiwan, Mamoru Mitsuishi, and Makoto Hashizume. A remote surgery experiment between japan and thailand over internet using a low latency codec system. *Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 953–959, 2007.

[28] 中村仁彦, 岸宏亮, 岡田昌史. 高速度カメラを用いた心拍動同期とそれを用いた心臓外科手術支援ロボットシステム. 日本ロボット学会誌, Vol. 21, No. 4, pp. 117–125, 2003.

[29] 梅田剛史, 大浦光宏, 豊田和孝, 川村和也, 小林洋, 岡本淳, 福与恒雄, 竹村博文, 藤江正克. 冠状動脈バイパス手術支援を目指した拍動補償ロボットシステムの開発. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 8, No. 3, pp. 290–291, 2006.

[30] Yuki Kobayashi, Shingo Chiyoda, Kouichi Watabe, Masafumi Okada, and Yoshihiko Nakamura. Small occupancy robotic mechanisms for endoscopic surgery. *Proceedings of the 2002 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 75–82, 2002.

[31] 村井昭彦, 岡田昌史, 中村仁彦. パッシブポジショナと小型能動機構からなる外科手術ロボットシステム. 日本ロボット学会学術講演会, 2L16, 2002.

[32] Eisuke Aoki, Takashi Suzuki, Etsuko Kobayashi, Ichiro Sakuma, Konishi Kozo, and Makoto Hashizume. Modular design of master-slave surgical robotic system with reliable real-time control performance. *Proceeding of Biomedical Robotics and Biomechatronics*

2006.

[33] Ryoichi Nakamura, Takeshi Oura, Etsuko Kobayashi, Ichiro Sakuma, Takeyoshi Dohi, Naoki Yahagi, Takayuki Tsuji, Mitsuo Shimada, and Makoto Hashizume. Multi-dof forceps manipulator system for laparoscopic surgery-mechanism miniaturized & evaluation of new interface-. *Proceedings of the 2001 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 606–613, 2001.

[34] Makoto Jinno, Nobuto Matsuhira, Takamitsu Sunaoshi, Takehiro Hato, Toyomi Miyagawa, Yasuhide Morikawa, Toshiharu Furukawa, Soji Ozawa, Masaki Kitajima, and Kazuo Nakazawa. Development of a master slave combined manipulator for laparoscopic surgery functional model and its evaluation. *Proceedings of the 2002 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 52–59, 2002.

[35] Hiromasa Yamashita, Nobuhiko Hata, Makoto Hashizume, and Takeyoshi Dohi. Handheld laparoscopic forceps manipulator using multi-slider linkage mechanisms. *Proceedings of the 2004 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 121–128, 2004.

[36] 高山俊男, 小俣透, 二見空, 赤松秀樹, 大谷俊樹, 小嶋一幸, 高瀬浩造, 田中直文. 腹腔鏡下手術のための組立式ハンド. 日本ロボット学会誌, Vol. 25, No. 3, pp. 154–160, 2007.

[37] Yik San Kwoh, Joahin Hou, Edmond A Jonckheere, and Samad Hayati. A robot with improved absolute positioning accuracy for ct guided stereotactic brain surgery. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 35, No. 2, pp. 153–160, 1988.

[38] Bargar William L., Bauer Andre, and Borner Martin. Primary and revision total hip replacement using the robodoc(r) system. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, Vol. 354, pp. 82–91, 1998.

[39] 菅野伸彦. 整形外科手術支援ロボットおよびナビゲーション. 日本ロボット学会誌, Vol. 22, No. 4, pp. 4–9, 2004.

[40] 光石衛. 人工膝関節置換術支援システムの開発. 日本ロボット学会誌, Vol. 22, No. 4, pp. 26–32, 2004.

[41] Jae-Sung Hong, Takeyoshi Dohi, Makoto Hasizume, Kozo Konish, and Nobuhiko Hata. A motion adaptable needle placement instrument based on tumor specific ultrasonic image segmentation. *MICCAI*, pp. 122–129, 2002.

[42] 山本達郎, 葛城孝哉, 円中秀和, 寺山元和, 菊池武上, 古荘純次, 門田守人. 多重曲がり針デバイス (cmtd) を用いた追従型肝穿刺システムに関する基礎研究. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'07 講演論文集, 1P1-I11, 2007.

[43] 小林洋, 尾西晃典, 星雄陽, 川村和也, 藤江正克. フレキシブルラックを用いた動力伝達による高精度位置決め可能な穿刺マニピュレータの開発. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'07 講演論文集, 2A1-G05, 2007.

[44] 鈴木尚人, 正宗賢, 鈴本真, 土肥健純, 橋本大定. 腹腔鏡下手術用鉗子における力覚情報

解析～in vivo 豚肝臓の穿刺力評価～. 1998 年度精密工学会春季大会学術講演会講演論文集.

[45] Emad M. Boctor, Robert J. Webster, Herve Mathieu, Allison M. Okamura, and Gabor Fichtinger. Virtual remote center of motion control for needle placement robots. *Proceedings of the 2003 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 157–164, 2003.

[46] Ken Masamune, Etsuko Kobayashi, Yoshitaka Masutani, Makoto Suzuki, Takeyoshi Dohi, Hiroshi Iseki, and Kintomo Takakura. Development of a MRI compatible needle insertion mannipulator for stereotactic neurosurgery. *Proceedings of the 1995 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 165–172, 1995.

[47] Kiyoyuki Chinzei and Karol Miller. Towards MRI guided surgical manipulator. *Medical Science Monitor*, Vol. 7, No. 1, pp. 153–163, 2001.

[48] Yoshihiko Koseki, Toshikatsu Washio, Kiyoyuki Chinzei, and Hiroshi Iseki. Endoscope manipulator for trans-nasal neurosurgery, optimized for and compatible to vertical field open MRI. *Proceedings of the 2002 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 114–121, 2002.

[49] Daeyoug Kim, Etusko Kobayashi, Nobuhiko Hata, Ichiro Sakuma, and Takeyoshi Dohi. A 6-dof mechanism for a MR-compatible surgical manipulator. *Proceeding of The 6th International Conference on Biomedical Enjinieering and Rehabilitaion Enjineering*, pp. 67–69, 2002.

[50] Axel Krieger, Robert C.Susil, Cynthia Menard, Jonathan A.Coleman, Gabor Fichtinger, Ergin Atalar, and Louis L.Whitcomb. Design of a novel MRI compatible manipulator for image guided prostate interventions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 52, No. 2, pp. 306–313, 2005.

[51] Deon F.Louw, Tim Fielding, Paul B.Mcbeth, Dennis Gregoris, Perry Newhook, and Garnette R.Sutherland. Surgical robotics: A review and neurosurgical prototype development. *Neurosurgery*, Vol. 54, No. 3, pp. 525–537, 2004.

[52] Nobuhiko Hata, Ryuji Hashimoto, Junichi Tokuda, and Shigeo Morikawa. Needle guiding robot for MR-guided microwave thermotherapy of liver tumor using motorized remote-center-of-motion constraint. *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1664–1668, 2005.

[53] 森川茂廣, 村上耕一郎, 仲成幸, 来見良誠, 谷徹, 森田将史, 犬伏俊郎, Hasnine A. Haque, 徳田淳一, 波多伸彦. MR イメージガイド下肝腫瘍マイクロ波凝固のための穿刺支援ロボットの開発と臨床応用. 第 16 回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp. 35–36, 2007.

[54] 鈴木孝司, 廖洪恩, 小林英津子, 佐久間一郎. MRI 誘導下手術支援マニピュレータにおける同期制御を用いた MRI 対応性の基礎検討. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 8, No. 3, pp. 176–177, 2006.

[55] Kevin Cleary, Andreas Melzer, Vance Watson, Gernot Kronreif, and Dan Stoianovici. Interventional robotic systems: Applications and technology state-ofthe-art. *Minimally Invasive Therapy*, Vol. 15, No. 2, pp. 101–113, 2006.

[56] Andreas Melzer, Michael Bock, Hamid Ghaderi, Bernd Gutmann, Hubert Bardenheuer, and Wolfhard Semmler. Evaluation of a MR-compatible robotic instrument guiding system in a porcine model. *Proceeding of Radiological Society of North America*, p. 95, 2005.

[57] 日本経済新聞記事. がんと向き合う. 日本経済新聞社 1 月 23 日記事, 2005.

[58] 竜田正晴, 本郷允彦. 肝癌治療テクニックマニュアル. 株式会社南江堂, 2002.

[59] 日本肝癌研究会追跡調査委員会. 第 15 回全国原発性肝癌追跡調査報告（1998～1999）. 肝臓, Vol. 44, No. 4, pp. 157–175, 2003.

[60] 日本肝癌研究会追跡調査委員会. 第 16 回全国原発性肝癌追跡調査報告（2000～2001）. 肝臓, Vol. 46, No. 4, pp. 234–254, 2005.

[61] Yoshimi Anzai, Robert Lufkin, Antonio DeSalles, D. Rex Hamilton, Keyvan Farahani, and Keith L. Black. Preliminary experience with MR-guided thermal ablation of brain tumors. *AJNR Am J Neuroradiol*, Vol. 16, No. 1, pp. 39–48, 1995.

[62] Julian C. Chen, John A. Moriarty, J. Andrew Derbyshire, Robert D. Peters, John Trachtenberg, Stuart D. Bell, John Doyle, Ramiero Arrelano, Graham A. Wright, R. Mark Henkelman, R. Scott Hinks, San-Yu Lok, Ants Toi, and Walter Kucharczyk. Prostate cancer: MR imaging and thermometry during microwave thermal ablation-initial experience. *Radiology2000*, Vol. 214, No. 1, pp. 290–297, 2000.

[63] Alexis D.Kelekis, Sylvain Terraz, Andre Roggan, Francois Terrier, Pietro Majno, Gilles Mentha, Arnaud Roth, and Christoph D.Becker. Percutaneous treatment of liver tumors with an adapted probe for cooled-tip,impedance-controlled radio-frequency ablation under open-magnet MR guidance:initial results. *Eur Radiol*, Vol. 13, pp. 1100–1105, 2003.

[64] Stuart G.Silverman, Bruce D.Collick, Michael R.Figueira, Ramin Khorasani, Douglass F.Adams, Robert W.Newman, George P.Topulos, and Ferenc A.Jolesz. Interactive MR-guided biopsy in an open-configuration MR imaging system. *Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 197, No. 1, pp. 175–181, 1995.

[65] John F. Schenck, Ferenc A. Jolesz, Peter B. Roemer, Harvey E. Cline, William E. Lorensen, Ronald Kikinis, Stuart G. Silverman, Christopher J. Hardy, William D. Barber, E. Trifon Laskaris, Bijan Dorri, Robert W. Newman, Catherine E. Holley, Bruce D. Collick, Douglas P. Dietz, David C. Mack, Maureen D. Ainslie, Patrick L. Jaskolski, John C. vom Lehn Michael R. Figueira, Steven P. Souza, Charles L. Dumoulin, Robert D. Darrow, Richard L. St. Peters, Kenneth W. Rohling, Ronald D. Watkins, David R. Eisner, S. Morry Blumenfeld, and Kirby G. Vosburgh. Superconducting open-configuration MR imaging system for image-guided therapy. *Interventional Radiology*, Vol. 195, No. 3, pp. 805–814, 1995.

[66] Madoka Sugiura, Hiroshi Iseki, Yoshihiro Muragaki, Masayuki Yamato, Kouji Tamura,

Miki Tachibana, Kaori Kitta, Hiroshi Hirakawa, Toshiyuki Kuginuki, Hiroshi Takeuchi, Teruo Okano, and Kintomo Takakura. The development of the intelligent operating theatre having an open MRI system. *Computer Assisted Radiology and Surgery (CRAS)*, pp. 1228–1229, 2001.

[67] 鎮西清行, 本間一弘, 井原一郎. MRI compatibility を有する機械機構. 第 7 回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp. 135–136, 1998.

[68] 鎮西清行. オープン MRI とロボット. 日本ロボット学会誌, Vol. 18, No. 1, pp. 37–40, 2000.

[69] Fujio Tajima, Kousuke Kishi, Kouji Nishizawa, Kazutoshi Kan, Hiroshi Ishii, Masakatsu G.Fujie, Takeyoshi Dohi, Ken ichi Sudo, and Shin ichi Takamoto. A magnetic resonance compatible surgical manipulator: part of a unified support system for the diagnosis and treatment of heart disease. *Advanced Robotics*, Vol. 17, No. 6, pp. 561–575, 2003.

[70] Kousuke Kishi, Kazutoshi Kan, Masakatsu G.Fujie, Kenichi Sudo, Shinichi Takamoto, and Takeyoshi Dohi. Dual-armed surgical master-slave manipulator system with MR compatibility. *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 17, No. 3, pp. 285–292, 2005.

[71] 片岡弘之, 鎮西清行, 鷲尾利克, 伊関洋, 堀智勝, 福与恒雄. MR 対応硬性内視鏡の開発. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 2, No. 3, pp. 173–174, 2000.

[72] David Mintz, Volkmar Falk, MD, J.Kenneth Salisbury, and Jr. Comparision of three high-end endoscopic visualization systems on telesurgical performance. *Proceedings of the 2000 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 385–394, 2000.

[73] 株式会社日立メディコ. 日立 MR イメージング装置 AIRIS-II シリーズ取扱説明書 (機能編)(V4.5J〜). 日立メディコ, 2002.

[74] 株式会社新生工業. 超音波モータ取扱説明書 USR60(標準型) S3,S4,E3. USR60(非磁性) S3N, S4N, E3N. 株式会社新生工業, 2004.

[75] 鎮西清行, 小関義彦. 〜医用機器と EMC〜 MRI 対応ロボットの EMC 対策. 電磁環境工学情報 EMC, Vol. 16, No. 10, pp. 40–46, 2004.

[76] 通商産業省工業技術院生命工学工業技術研究所編. 設計のための人体寸法データ集. 株式会社日本出版サービス（社団法人日本生活工学研究センター）, 1996.

[77] Jacques Marescaux, Joel Leroy, Michel Gagner, Francesco Rubino, Didier Mutter, Michel Vix, Steven E. Butner, and Michelle K.Smith. Transatlantic robot-assisted telesurgery. *Nature*, Vol. 413, pp. 379–380, 2001.

[78] 内山勝, 中村仁彦. ロボットモーション (岩波講座 ロボット学 2). 2004.

[79] Alexandru Patriciu, Stephen Solomon, Louis Kavoussi, and Dan Stoianovici. Robotic kidney and spine percutaneous procedures using a new laser-based ct registration method. *Proceedings of the 2001 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 249–257, 2001.

[80] Nobuto Matsuhira, Makoto Jinno, Toyomi Miyagawa, Takamitsu Sunaoshi, Takehiro Hato,

Yasuhide Morikawa, Toshiharu Furukawa, Soji Ozawa, Masaki Kitajima, and Kazuo Nakazawa. Development of a functional model for a master-slave combined manipulator for laparoscopic surgery. *Advanced Robotics*, Vol. 17, No. 6, pp. 523–539, 2003.

[81] Kouji Nishizawa and Kousuke Kishi. Development of interference-free wire-driven joint mechanism for surgical manipulator systems. *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 16, No. 2, pp. 116–121, 2004.

[82] Durand-Leguay.S Reboulet.C. Optimal design of redundant parallel mechanism for endoscopic surgery. *Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, Vol. 3, pp. 1432–1437, 1999.

[83] 渡部耕一, 岡田昌史, 中村仁彦. リンク駆動型高剛性多自由度能動鉗子の開発. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'01 講演論文集, 2P1-D10, 2001.

[84] H.Yamashita, A.Iimura, E.Aoki, T.Suzuki, T.Nakazawa, E.Kobayashi, M.Hashizume, I.Sakuma, and T.Dohi. Development of endoscopic forceps manipulatpr using multi-slider linkage mechanisms. *Proceeding of The 1st Asian Symposium on Computer Aided Surgery*, 2005.

[85] 小林宏輔, 石井千春. Double-screw-drive 機構を用いた低侵襲手術用多自由度鉗子の開発. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'06 講演論文集, 2A1-A06, 2006.

[86] 金子真. 蛇管機構とその力制御. 日本ロボット学会誌, Vol. 9, No. 4, pp. 112–115, 1991.

[87] 中野道樹, 岡田昌史, 中村仁彦. ワイヤを用いたバックドライバブルな足首駆動機構の設計. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'04 講演論文集, 2P2-L1-12, 2004.

[88] Edwardo Arata Yamamoto Murakami, 鈴木直樹, 服部麻木, 林部充宏, 鈴木薫之, 大竹義人. マスタ・スレーブ内視鏡手術ロボットの駆動ワイヤ張力から推定した先端反力の検証. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 7, No. 3, pp. 495–496, 2005.

[89] 岡本淳, 藤江正克. 微小関節構造の屈曲特性を線形化するワイヤ駆動方法の検討. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'07 講演論文集, 2A1-H07, 2007.

[90] 小林正人, 井村進也. ワイヤ牽引駆動機構の先端位置決め制御（第 1 報, モデリングと目標値補償フィルタの設計）. 日本機械学会論文集 (C 編), Vol. 70, No. 695, pp. 182–189, 2004.

[91] 井村進也, 小林正人. ワイヤ牽引駆動機構の先端位置決め制御（第 2 報, 形状推定器を用いた適応目標値フィルタ追従制御）. 日本機械学会論文集 (C 編), Vol. 70, No. 696, pp. 2337–2343, 2004.

[92] 服部麻木, 鈴木直樹, 橋爪誠, 島田光生, 赤星朋比古, 小西晃造, 山口将平, 林部充宏. ロボット手術システム（da vinci）のための術中ナビゲータの開発. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 4, No. 3, pp. 245–246, 2002.

[93] 波多伸彦, Ferenc.A.Joleszb, Clare M.C.Tempany. MRI 誘導下前立腺癌生検における画像誘導法. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 3, No. 1, pp. 25–29, 2001.

[94] 株式会社日立製作所, 株式会社日立メディコ, 瑞穂医科工業株式会社. 基盤技術研究促進

事業平成 14 年度採択「未来型医療を実現する小型手術用ロボティックシステムの研究開発」平成 18 年度委託業務成果報告書. 独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構, 2007.

[95] Hiroshi Iseki, Yoshihiro Muragaki, Takaomi Taira, Takakazu Kawamata, Takashi Maruyama, Kiyoshi Naemura, Kyojiro Nambu, Madoka Sugiura, Nobuyuki Hirai, Tomokatsu Hori, and Kintomo Takakura. New possibilities for stereotaxis. information-guided stereotaxis., stereotactic & functional neurosurgery. *Proceedings of the 13th Meeting of the World Society for Stereotactic and Functional Neurosurgery*, Vol. 76, pp. 159–167, 2001.

[96] 長嶋義昭, 療瀬佐智雄, 鈴川浩一, 苗村潔, 高信英明, 村垣善浩, 伊関洋, 梅津光生, 高倉公朋. Openmri 下脳外科手術におけるナビゲーションシステムの精度および操作性向上に関する研究. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 6, No. 1, pp. 5–12, 2004.

[97] 杉浦円, 村垣善浩, 中村亮一, 堀智勝, 伊関洋. 術中 MRI 下脳腫瘍摘出手術における updated-navigation システムの精度評価. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 7, No. 1, pp. 43–49, 2005.

[98] Jr. Calvin R. Maurer, Georges B. Aboutanos, Benoit M. Dawant, Srikanth Gadamsetty, Richard A.Margolin, Robert J. Maciunas, and J. Michael Fitzpatrick. Effect of geometrical distortion correction in MR on image registration accuracy. *Journal of Computer Assisted Tomograply*, Vol. 20, No. 4, pp. 666–679, 1996.

[99] 林部充宏, 鈴木直樹, 服部麻木, 鈴木薫之, 小西晃造, 掛地吉弘, 橋爪誠. 手術ロボットの最適な運動・機器配置のための術前プランニングシステムの開発. 電子情報通信学会論文誌 D-II, No. 12, pp. 2262–2270, 2004.

[100] Yoshihiko Koseki, Ron Kikinis, Ferenc A. Jolesz, and Kiyoyuki Chinzei. Precise evaluation of positioning repeatability of MR-compatible manipulator inside MRI. *Proceedings of the 2004 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 192–199, 2004.

[101] Junya Oguma, Soji Ozawa, Yasuhide Morikawa, Toshiharu Furukawa, Masaki Kitajima, Kazuo Nakazawa, and Kouhei Ohnishi. Analysis of the knot-tying force in dog models. *Advanced Motion Control*, pp. 223–225, 2004.

[102] 池田大作, 増渕智哉, 高橋進, 河埜吉明, 藤田雅稔, 紫雲俊美. 画像誘導手術を取り巻く環境の変化に対応する手術台の開発. 医科器械学, Vol. 76, No. 9, pp. 527–530, 2006.

[103] Takefumi Yasunaga, Kozo Konishi, Shohei Yamaguchi, Ken Okazaki, Jae sung Hong, Satoshi Ieiri, Hideaki Nakashima, Kazuo Tanoue, Tsuneo Fukuyo, and Makoto Hashizume. MR-compatible laparoscope with a distally mounted ccd for mrimage-guided surgery. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Vol. 2, No. 1, pp. 11–18, 2007.

研究業績

論文

1. ○**岸宏亮**, 仲本秀和, 橋爪誠, 藤江正克, 佐久間一郎, 土肥健純. MR 画像誘導機能を有する小型穿刺マニピュレータシステム. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 9, No. 2, pp. 103-111, 2007.
2. Kanako Harada, Kentaro Iwase, Kota Tsubouchi, Toshio Chiba, **Kosuke Kishi**, Testuya Nakamura, and Masakatsu G Fujie. A micro manipulator and forceps navigation system for intrauterine fetal surgery, Journal of Robotics and Mechatronics, Vol. 18, No. 3, pp. 257-263, 2006.
3. ○**岸宏亮**, 菅和俊, 藤江正克, 須藤憲一, 高木眞一, 土肥健純. MRI 環境下対応双腕手術支援マスタ・スレーブ型マニピュレータシステム. 第 10 回ロボティクスシンポジア, pp. 373-377, 2005.
4. ○ **Kosuke Kishi**, Kazutoshi Kan, Masakatsu G.Fujie, Kenichi Sudo, Shinichi Takamoto, and Takeyoshi Dohi. Dual-armed surgical master-slave manipulator system with MR compatibility. Journal of Robotics and Mechatronics, Vol. 17, No. 3, pp. 285-292, 2005.
5. Kouji Nishizawa and **Kosuke Kishi**. Development of interference-free wire-driven joint mechanism for surgical manipulator systems. Journal of Robotics and Mechatronics, Vol. 16, No. 2, pp. 116-121,2004.
6. Fujio Tajima, **Kosuke Kishi**, Kouji Nishizawa, Kazutoshi Kan, Hiroshi Ishii, Masakatsu G. Fujie, Kenichi Sudo, Takeyoshi Dohi, and Shin ichi Takamoto. A prototype master-slave system consisting of two MR-compatible manipulators with interchangeable surgical tools -part of a unified support system for diagnosis and treatment-. Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics & Automation, pp. 2505-2510, 2004.
7. ○中村仁彦, **岸宏亮**, 岡田昌史. 高速度カメラを用いた心拍動同期とそれを用いた心臓外科手術支援ロボットシステム. 日本ロボット学会誌, Vol. 21, No. 4, pp. 117-125, 2003.
8. Fujio Tajima, **Kosuke Kishi**, Kouji Nishizawa, Kazutoshi Kan, Hiroshi Ishii, Masakatsu G.Fujie, Takeyoshi Dohi, Ken ichi Sudo, and Shin ichi Takamoto. A magnetic resonance compatible surgical manipulator: part of a unified support system for the diagnosis and

treatment of heart disease. Advanced Robotics, Vol. 17, No. 6, pp. 561-575, 2003.

9. Fujio Tajima, **Kosuke Kishi**, Kazutoshi Kan, Hiroshi Ishii, Kouji Nishizawa, Masakatsu G.Fujie, and Takeyoshi Dohi. An MR-compatible master-slave manipulator with interchangeable surgical tools. Proceedings of the 17th International Congress and Exhibition Computer Assisted Radiology and Surgery, pp. 529-537, 2003.
10. Fujio Tajima, **Kosuke Kishi**, Kouji Nishizawa, Kazutoshi Kan, Yasuhiro Nemoto, Haruo Takeda, Shinichiro Umemura, Hiroshi Takeuchi, Masakatsu G.Fujie, Takeyoshi Dohi, Ken ichi Sudo, and Shin ichiTakamoto. Development of MR compatible surgical manipulator toward a unified support system for diagnosis and treatment of heart disease. Proceedings of the 2002 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, pp. 83-90, 2002.
11. Yoshihiko Nakamura and **Kosuke Kishi**. Robotic stabilization assisting cardiac surgery on beatinghearts. Minimally invasive Therapy & Allied Technologies, Vol. 10, No. 4/5, pp. 205-208, 2001.
12. Yoshihiko Nakamura, **Kosuke Kishi**, and Hiro Kawakami. Heartbeat synchronization for robotic cardiac surgery. Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics & Automation, pp. 2014-2019, 2001.
13. Yoshihiko Nakamura and **Kosuke Kishi**. Robotic stabilization that assists cardiac surgery on beating hearts. Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality 2001, Vol. 81, pp. 355-361, 2001.
14. Tetsuji Dohi, **Kosuke Kishi**, Takashi Yasuda, and Isao Shimoyama. Walking microrobot mechanismwith an exoskeleton. Journal of Robotics and Mechatronics, Vol. 12, No. 2, pp. 150-157, 2000.

講演

1. **岸宏亮**, 仲本秀和, 橋爪誠, 藤江正克, 佐久間一郎, 土肥健純. MR 環境対応小型手術支援マニピュレータのための術前プランニング機能の開発, 日本コンピュータ外科学会大会 2007 講演論文集, pp. 31-32, 2007.
2. **岸宏亮**, 橋爪誠, 藤江正克, 佐久間一郎, 土肥健純. 手術支援マニピュレータのための着脱可能な多自由度術具機構の開発. 第 25 回日本ロボット学会学術講演会講演集, 2J14, 2007.
3. **岸宏亮**, 仲本秀和, 橋爪誠, 藤江正克, 佐久間一郎, 土肥健純. ナビゲーション機能を有するマスタ・スレーブ型双腕手術支援マニピュレータの開発. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 ’07 講演論文集, 1P1-108, 2007.
4. **岸宏亮**, 仲本秀和, 橋爪誠, 藤江正克, 佐久間一郎, 土肥健純. MR 画像誘導機能を有す

る小型穿刺マニピュレータシステム. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 8, No. 3, pp. 322-323, 2006.

5. **岸宏亮**, 仲本秀和, 橋爪誠, 藤江正克, 佐久間一郎, 土肥健純. MR 画像誘導機能を有する小型穿針マニピュレータシステム. 第 15 回日本コンピュータ外科学会大会, pp. 181-182, 2006.
6. M. Oura, Y. Mita, Y. Kobayashi, **K. Kishi**, J. Okamoto, and M. G. Fujie. Development of MRI compatible scara-type manipulator using new gimbals mechanism. Journal of Japan Society of Computer Aided Surgery, Vol. 7,No. 2, pp. 142-144, 2005.
7. 平澤賢太, 大浦光宏, 小林洋, **岸宏亮**, 岡本淳, 藤江正克. MRI 対応手術補助ロボットの開発-小型穿刺マニピュレータ-. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 ’06 講演論文集, 2A1-A09, 2006.
8. **岸宏亮**, 橋爪誠, 藤江正克, 佐久間一郎, 土肥健純. MRI 環境対応小型手術支援 7 自由度マニピュレータの開発. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 ’06 講演論文集, 2A1-A15, 2006.
9. 西澤幸司, **岸宏亮**, 藤江正克, 須藤憲一, 高本眞一. 駆動ワイヤ非干渉型関節を用いた着脱自在な術具ユニットの開発. 第 11 回ロボティクスシンポジア予稿集, pp. 556-561, 2006.
10. **岸宏亮**, 仲本秀和, 菅和俊, 藤江正克, 土肥健純, 佐久間一郎, 橋爪誠. MR 画像誘導小型手術支援穿刺保持マニピュレータの開発. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 7, No. 3, pp. 449-450, 2005.
11. 岩森順子, **岸宏亮**, 岡本淳, 竹村博文, 橋爪誠, 藤江正克. 臓器背面へのアプローチを可能とする多自由度鉗子マニピュレータの開発. 第 23 回日本ロボット学会学術講演会講演集, 3J17, 2005.
12. 原田香奈子, 岩瀬健太郎, 坪内広太, 千葉敏雄, **岸宏亮**, 藤江正克. Open MRI 下胎児手術支援システムの開発（第一報）－微細マニピュレータと鉗子ナビゲーション－. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 ’05 講演論文集, 2A1-N-118, 2005.
13. 岩森順子, **岸宏亮**, 岡本淳, 藤江正克. 肘関節を有する多自由度鉗子マニピュレータの開発. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 ’05 講演論文集, 2A1-N-129, 2005.
14. **岸宏亮**, 菅和俊, 橋爪誠, 藤江正克, 佐久間一郎, 土肥健純. MR 画像誘導小型手術支援システムのコンセプト. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 ’05 講演論文集, 2P1-N-122, 2005.
15. 三田裕, 小林洋, **岸宏亮**, 岡本淳, 藤江正克. MRI 対応小型穿刺マニピュレータの開発. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 ’05 講演論文集, 2P1-N-124, 2005.
16. **岸宏亮**, 田島不二夫, 菅和俊, 藤江正克, 須藤憲一, 高本眞一, 土肥健純. MRI 環境に対応した双腕手術支援マスタ・スレーブマニピュレータシステム. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 ’04 講演論文集, 2P2-H-52, 2004.
17. 西澤幸司, **岸宏亮**, 田島不二夫, 須藤憲一, 藤江正克, 高本眞一, 土肥健純. 非干渉型ワイヤ

駆動関節の原理と応用. 日本機械学会 2004 年度年次大会講演論文集, Vol. 5, pp. 97-98, 2004.

18. **岸宏亮**, 田島不二夫, 菅和俊, 藤江正克, 須藤憲一, 土肥健純, 高木眞一. MRI 環境に対応したマスタ・スレーブ型双腕手術支援マニピュレータシステムの開発. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 6, No. 3, pp. 275-276, 2004.
19. 西澤幸司, **岸宏亮**, 田島不二夫, 須藤憲一, 藤江正克, 高本眞一, 土肥健純. 手術用マニピュレータのための駆動ワイヤ非干渉型関節の開発. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 ’03 講演論文集, 1P1-2F-D2, 2003.
20. **岸宏亮**, 田島不二夫, 西澤幸司, 菅和俊, 石井博, 藤江正克, 土肥健純, 須藤憲一, 高木眞一. 交換可能な術具を有する MRI 環境対応手術支援マスタレーブマニピュレータシステムの開発. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 ’03 講演論文集, 1P1-2F-C2, 2003.
21. **岸宏亮**, 中村仁彦, 岡田昌史. 3 次元運動計測による臓器運動補償型手術支援ロボットシステム. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 ’ 01 講演論文集, 2P1-D8, 2001.
22. **岸宏亮**, 中村仁彦. 低侵襲化を支援する臓器運動補償型ロボットシステムの研究. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 2, pp. 69-70, 2000.
23. **岸宏亮**, 川上洋生, 中村仁彦. 低侵襲心臓外科手術を支援する高速カメラを用いた臓器運動補償型手術ロボットシステム. 日本コンピュータ外科学会誌, pp. 115-116, 1999.
24. 中村仁彦, **岸宏亮**. 臓器運動を補償する低侵襲ロボット技術の開発. 第 13 回日本エム・イー学会秋季大会論文集, p. 151, 1999.
25. **岸宏亮**, 川上洋生, 中村仁彦. 心臓外科手術のための拍動補償機能を持つマスタースレーブシステム. 第 17 回日本ロボット学会学術講演会講演集, pp. 677-678, 1999.
26. 土肥徹次, **岸宏亮**, 安田隆, 下山勲. 外骨格構造を用いたマイクロロボットの研究. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 ’ 99 講演論文集, 1A1-58-085, 1999.

特許

1. 西澤幸司，田島不二夫，**岸宏亮**，手術支援装置，登録番号 03766805.
2. 西澤幸司，田島不二夫，**岸宏亮**，マニピユレータ，登録番号 03912251.
3. 田島不二夫，西澤幸司，**岸宏亮**，河合俊和，桃井康行，菅和俊，手術用マニピユレータ，登録番号 03934524.
4. **岸宏亮**，田島不二夫，菅和俊，手術支援システム，特開 2006-015045.
5. **岸宏亮**，梅北和弘，菅和俊，手術装置およびそれに用いるマニピユレータ，特開 2006-191939．同特許をアメリカ，EPO，中国にて出願中.
6. **岸宏亮**，梅北和弘，マスタ・スレーブ式マニピュレータシステム及びその操作入力装置，

特開 2006-321027．同特許をアメリカ，EPO に出願中.

7. **岸宏亮**，橋爪誠，マスタ・スレーブ式マニピュレータシステム，特願 2007-009922.
8. 辻田哲平，**岸宏亮**，橋爪誠，マニピュレータおよびこれを用いたマニピュレータ装置，特願 2007-159875.
9. **岸宏亮**，橋爪誠，田上和夫，手術具及び手術装置，特願 2007-159884.
10. **岸宏亮**，橋爪誠，マスタ・スレーブ式マニピュレータシステム，特願 2007-072447.

受賞

1. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会ベストプレゼンテーター (2001)
2. 日本ロボット学会論文賞 (2005)
3. 日本機械学会奨励賞 (技術) (2006)
4. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 Robomec 表彰 (2006)
5. 日本ロボット学会研究奨励賞 (2006)
6. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 Robomec 表彰 (2007)
7. 「今年のロボット大賞」2007 優秀賞，審査委員特別賞 (2007)

以上

通し番号 1 - 210 完

博 士 論 文

2008 年 2 月

岸 宏亮